

Aus dem Institut für Anaesthesiologie
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. med. E. Rügheimer

Die physiologischen und physikalischen Voraussetzungen von Trachealkanülen

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Ursula Greiner
geb. Nagler
aus Nürnberg

Aus dem Institut für Anaesthesiologie
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Professor Dr. med. E. Rügheimer

Die physiologischen und physikalischen Voraussetzungen von Trachealkanülen

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
dem Fachbereich Medizin
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt von
Ursula Greiner
geb. Nagler
aus Nürnberg

Gedruckt mit der Erlaubnis des Fachbereichs Medizin
der Universität Erlangen-Nürnberg



Dekan: Professor Dr. med. E. Rügheimer

Referent: Professor Dr. med. E. Rügheimer

Tag der mündlichen Prüfung: 13. Februar 1976

Einführung: Therapeutischer Sinn und schädliche Nebenwirkung der Trachealkanüle	1
--	---

Teil A:

Bedingungen für Form und Material von Trachealkanülen	5
I. Form der Kanüle	5
a) Form und Verlauf der Trachea	
b) Optimierung der Kanülenform	
II. Material von Tuben und Manschetten	11
a) grundlegende Bedingungen	
b) die gebräuchlichen Materialien	

Teil B:

Überlegungen zur Theorie der Strömung in Trachealkanülen	19
I. Bewegungsgleichung des strömenden Gases	19
II. Stromstärke und Atemvolumen	22
III. Der Strömungswiderstand der Kanüle	30
IV. Die Atemenergie	32
V. Turbulenzen	37

Teil C:

Manschetten	40
I. Funktion	40
II. Manschettenform	43
III. Methoden der Blähung	48
IV. Dehnungscharakteristik des Manschettenmaterials	52
V. Bestimmung des Druckes der Manschette auf die Trachealwand	55
Zusammenfassung	62

Einführung: Therapeutischer Sinn und schädliche Neben-
wirkung der Trachealkanüle

Der Zweck einer Trachealkanüle ist es, unter Umgehung des Nasen-Rachen-Raumes und des Kehlkopfes einen direkten Zugang zur Trachea offenzuhalten. Für ihre Anwendung gibt es verschiedene Gründe:

- 1) Ein lokales Geschehen in den oberen Luftwegen, das ein Hindurchströmen der Atemluft entweder unmöglich oder unerwünscht macht.
- 2) Obstruktion der tiefen Atemwege, die nur durch gezieltes Absaugen beseitigt werden kann.
- 3) Eine Ateminsuffizienz, die durch Verringerung des Totraumes und des Atemwiderstandes gebessert werden kann.
- 4) Das Darniederliegen oder ein paradoxer Verlauf der gesamten Atemvorgänge, was mit Hilfe von Überdruckbeatmung beseitigt werden muß.

In vielen Fällen ist es dabei nötig, die tiefen Luftwege von den oberen zu trennen, zum Beispiel bei Anwendung der Druckbeatmung oder um Aspiration von Blut, Sekret oder Speisen zu vermeiden. Zu diesem Zweck werden die Kanülen mit Manschetten versehen, die die Aufgabe haben, den Raum zwischen Kanüle und Trachealwand abzudichten. (1 ... 15)

Demgegenüber muß jedoch abgewägt werden, welche Nachteile das Anlegen einer Trachealkanüle für den Patienten mit sich bringen kann. Dabei sollen hier nicht die Risiken und Komplikationen der Operation und der postoperativen Pflege erörtert werden, sondern allein die Schäden, die durch die Kanüle selbst gesetzt werden können.

Die wichtigsten Prädispositionsstellen für kanülenbedingte Läsionen der Trachea sind:

1. das Tracheostoma,
2. die Auflagefläche der Manschette und
3. der Bereich der Kanülenspitze.

Je nach dem Zustand des Gewebes und der Stärke der Irritation können die Folgen von der bloßen entzündlichen Reaktion der Trachealschleimhaut über deren Ulceration bis hin zur Tracheomalazie, Fistelbildung und Arrosion großer Gefäße reichen.

Vernarben diese Läsionen schließlich, dann können sich Stenosen ausbilden oder Granulationspolypen entstehen.

Nun fragt sich, auf welche Weise eine Trachealkanüle diese Komplikationen verursachen könne. An erster Stelle muß hier der Druck genannt werden, den der Tubus und die Manschette auf das darunterliegende Gewebe ausüben. Dieser Druck kann die Blutzufuhr unterbrechen und so eine lokale Hypoxie erzeugen, die

bei längerer Dauer zur Nekrose der Schleimhaut und zum Verschwinden des Knorpels führt.

Ein weiterer wichtiger Punkt ist die Bewegung des Tubus.

Dadurch wirken Scherungskräfte auf die Schleimhaut, die kleinste Gewebszerreißen und die Ablösung des Perichondriums zur Folge haben können. Schließlich können grobe Verletzungen durch die Kanülenspitze auftreten und es können Unverträglichkeiten des Gewebes mit dem Material eine Rolle spielen.

Überdies manifestieren sich in derart irritierten Bezirken besonders schnell Infektionen mit den verschiedensten Keimen, was die Zerstörung des Gewebes noch beschleunigt. (5, 16 ... 29)

Die Häufigkeit, mit der nach einer Tracheotomie Komplikationen auftreten, hängt natürlich von etlichen Faktoren ab, wie Alter, Geschlecht und Allgemeinzustand des Patienten, von seiner Vorbehandlung, den Bedingungen, unter welchen die Operation ausgeführt werden muß und der Sorgfalt der postoperativen Pflege, von der Verweildauer der Kanüle, der Dauer einer Druckbeatmung und nicht zuletzt von der Wahl der Kanüle und der Manschette.

Schwere Spätschäden, die einer Nachbehandlung bis hin zur Reoperation bedürfen, treten im Vergleich mit anderen chirurgischen Eingriffen in einem relativ hohen Prozentsatz auf. Das zeigt, wie

wichtig es ist, zwischen den anatomischen und physiologischen Gegebenheiten in der Trachea und den physikalischen Erfordernissen für einen sinnvollen, ja oft genug lebensrettenden, therapeutischen Nutzen den optimalen Kompromiss zu finden.

(2, 3, 5, 7, 13, 17, 30 ... 42)

A. Bedingungen für Form und Material von Trachealkanülen

I. Form der Kanüle

Es gibt verschiedene Kanülentypen:

1. Beatmungskanülen mit Blockermanschette
2. Kanülen ohne Blockermanschette
3. Sprechkanülen mit einem Fenster zum Larynx
4. Bypasskanülen, die nur eine Verbindung von
der Trachea nach außen schaffen, nicht aber
in deren Lumen hineinreichen.

Ihre Anwendung richtet sich nach der Art, der Schwere und den Begleitumständen der vorliegenden Erkrankung. Da Sprechkanülen und Bypasskanülen nur Vereinfachungen der beiden erstgenannten Typen darstellen, kann auf ihre explizite Behandlung verzichtet werden. Die wichtigste Bedingung, die man an die Form einer Trachealkanüle stellen muß, ist ihre genaue Anpassung an die Anatomie der Trachea.

a) Form und Verlauf der Trachea

Die menschliche Luftröhre erscheint als ein gerades, zylindrisches Rohr, das an seiner Rückseite etwas abgeplattet ist. Länge und Durchmesser dieses Rohres sind natürlich abhängig von Körpergröße und Geschlecht der betreffenden Person:

	Länge in cm	Länge des Halsteils	front. Durchmesser
Mann	12 $\pm$ 4	ca. 6,5 cm	ca. 12 mm
Frau	10 $\pm$ 3	ca. 6,5 cm	ca. 12 mm
Kind	7 $\pm$ 2	ca. 4,5 cm	ca. 8 mm
Sgl.	4 $\pm$ 2		ca. 5 mm

Dabei ist die Länge gemessen entsprechend ihrer anatomischen Definition vom Unterrand des Cricoids bis zur Bifurkation. Sagittaler und frontaler Durchmesser unterscheiden sich um ca. 1 mm.

Die Lichtung der Trachea wird durch 16 bis 20 hufeisenförmige Knorpelspangen offengehalten, die durch fibroelastische Fasern, sogenannte Ligamenta anularia, untereinander verbunden sind. Der Abstand von Knorpeloberrand zu Knorpeloberrand beträgt 5 bis 7,5 mm.

Wegen der Längselastizität dieser Ligamenta kann die Trachea ihre Länge erheblich variieren, z. B. bei starkem Beugen oder Überstrecken des Halses oder beim Tiefertreten des Zwerchfells während des Atemzyklus. Die Dorsalwand der Trachea ist frei von Knorpeln. Diese sogenannte Pars membranacea enthält querverlaufende glatte Muskelfasern, die die Enden der Knorpelspangen einander nähern und somit die Weite der Luftröhre variieren können.

Besonders wichtig für die Form der Trachealkanüle ist aber der Verlauf der Trachea. Sie begleitet unter Zwischenschaltung des Oesophagus die Wirbelsäule auf deren ventraler Seite in den Brustraum. Auf diese Weise entfernt sich die Luftröhre caudalwärts zunehmend von der vorderen Hals- und Brustwand. Liegt sie unterhalb des Schildknorpels weniger als 2 cm unter der Haut, so beträgt der Abstand an der incisura jugularis sterni bereits 4 bis 4,5 cm. Daraus ergibt sich ein Winkel zwischen Luftröhrenachse und der Senkrechten auf die vordere Medianlinie des Halses von etwa 105 bis 115°. (1, 4, 43)

b) Optimierung der Kanülenform

Die physiologisch beste Form der Kanüle ergibt sich unmittelbar aus den anatomischen Gegebenheiten:

1. Der Tubus sollte ein mit möglichst kleinem Krümmungsradius winkelförmig gebogenes, zylindrisches Rohr sein, mit geraden Schenkeln.
 2. Der Winkel zwischen innerem und äußerem Schenkel betrage 105 bis 115°.
 3. Der äußere Tubusdurchmesser muß kleiner sein als der Durchmesser der Trachea. Die untere Grenze für den Durchmesser hängt ab von den erwünschten Strömungseigenschaften des Rohres.
 4. Die größtmögliche Länge des inneren Schenkels ist gegeben erstens durch die Länge der Strecke von Stoma zur Bifurkation, abzüglich Sicherheitsabstand zur Carina, und zweitens durch die Tatsache, daß bei langem inneren Schenkel Kippbewegungen des Tubus zu stärkeren Auslenkungen der Tubusspitze führen als bei kürzeren. Die kleinstmögliche Länge entspricht der Manschettenbreite zuzüglich einem Sicherheitsabstand zum Stoma und zur Tubusspitze hin.
 5. Die Befestigung der Kanüle auf der äußeren Haut sollte in ihrem Abstand zur Biegung der Kanüle genau einstellbar sein, damit Zug- oder Druckspannungen vermieden werden.
- (1, 3, 4, 14, 44 — 47)

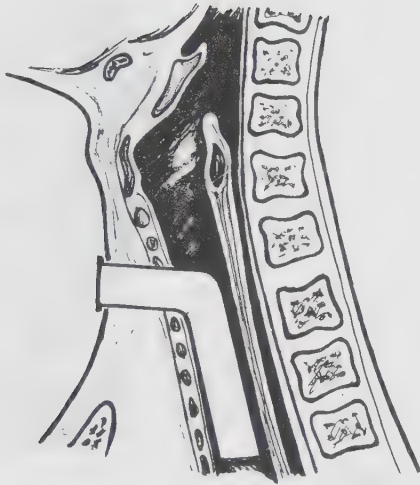


Abb. 1:
Anatomisch angepaßte
Trachealkanüle

Eine derart gestaltete Kanüle hat jedoch einen entscheidenden Nachteil: sie kann nicht mit einem auswechselbaren Innentubus versehen werden. Das Lumen einer Trachealkanüle wird rasch durch Sekretinkrustierungen eingeengt bis obstruiert. Ein Innentubus bringt hier die Möglichkeit der leichten Reinigung durch einfaches Auswechseln, während die Kanüle in situ bleiben kann. Legt man auf diesen Vorteil Wert, so ist eine ganz andere Kanülenform notwendig: jetzt muß die Kanüle auf ihrer gesamten Länge in gleichem Maße gekrümmt sein, das heißt, daß ihre Achse einen Kreisbogen darstellen muß.

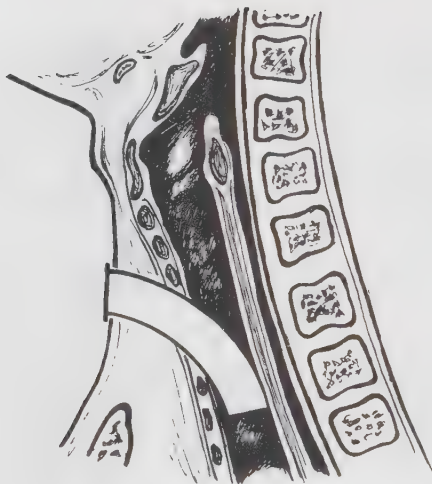


Abb. 2:
Kreisbogenförmige
Trachealkanüle

Wie aus der Abb. 2 zu ersehen ist, stimmt diese Form mit den anatomischen Verhältnissen jedoch nicht überein. Der Rand des Tracheostomas und die Dorsalwand der Luftröhre werden starker Druckbelastung ausgesetzt und die Tubusspitze liegt nicht parallel zur Trachealwand wie bei der gewinkelten Kanüle, sondern zeigt bei kleinsten Verschiebungen spitzwinklig auf sie zu. Obendrein können aus Raumgründen doppellumige Kanülen nur aus Metall hergestellt werden, eine Tatsache, welche die Gefahren der schlecht angepaßten Form noch aggraviert.

(1, 3, 4, 7, 12, 23, 29, 41, 48, 49)

II. Das Material von Tuben und Manschetten

Nicht nur eine ungünstige Formgestaltung der Kanüle kann für Schäden an der Trachea verantwortlich sein, auch das verwendete Material ist ein wichtiger Faktor für deren Entstehung und Verhütung. Man steht hier wieder vor dem Problem, die physiologisch und physikalisch beste Funktion mit der größtmöglichen Verträglichkeit für das Gewebe zu vereinen.

a) Grundlegende Bedingungen

Sowohl die empirisch und experimentell gewonnen Erfahrungen mit Trachealkanülen und Manschetten, als auch die unmittelbare Überlegung führen hier auf eine Reihe von Bedingungen, die das Material erfüllen muß, aus dem diese gefertigt sind:

1. Das für den Tubus verwendete Material muß genügend stabil sein, damit dieser nicht durch die hindurchströmende Luft, den Druck der Manschette oder durch den Zug der äußeren Apparatur deformiert wird. Auch darf er nicht abknicken oder verdrillen.
2. Dabei sollte es jedoch so biegsam sein, daß sich der Tubus den Bewegungen der Trachea anpassen kann, wenn der Patient den Kopf bewegt - dies ist besonders wichtig bei Säuglingen und Kleinkindern -, schluckt oder spricht (für den Spezial-

fall der Sprechkanüle). Auch beim Einlegen und Entfernen des Tubus sollte sich die Kanüle der Trachea anpassen und nicht umgekehrt.

3. Tubus und Manschette müssen für Flüssigkeiten und Gase undurchlässig sein.
4. Die Wärmeleitfähigkeit des Tubusmaterials sollte gering sein, im Interesse einer besseren subjektiven Erträglichkeit für den Patienten.
5. Die Oberfläche des Materials sollte möglichst glatt sein. Dies spielt nicht nur im Inneren der Kanüle eine Rolle, um Randwirbelbildung im Luftstrom zu vermeiden, die Inkrustierungen begünstigen und die Atemarbeit erhöhen würde, sondern auch auf der Außenfläche von Tubus und Manschette, wo Reibung und Adhäsion am umgebenden Gewebe möglichst verhindert werden soll.
6. Keine irgendwie verwendete Substanz darf toxisch auf umgebende Gewebe wirken,
7. oder darf dem Wachstum von Mikroorganismen Vorschub leisten oder gar von diesen angegriffen werden.
8. Das Material darf weder durch Atemgase – insbesondere bei reinem Sauerstoff –, oder Narkosegase oder durch Gewebsflüssigkeit, Sekrete, Blut oder andere körpereigene Substanzen, noch durch

Wärmeeinwirkung und Sterilisation chemisch oder physikalisch verändert werden: im Sinne der Entstehung toxischer Abbauprodukte, Absorption toxischer Stoffe, Veränderung der elastischen Eigenschaften, der Oberflächenbeschaffenheit oder anderer physikalischer Werte. Solche Veränderungen sollten auch nicht zu irgendeiner Zeit spontan auftreten oder sich mindestens in kalkulierbaren Grenzen halten.

9. Zuletzt muß selbstverständlich die homogene Zusammensetzung und einwandfreie Verarbeitung des Tubus- und Manschettenmaterials genannte werden. Es dürfen keine örtlichen Unstetigkeiten der Materialeigenschaften und keine Verunreinigung vorhanden sein.

Bisher ist noch kein Material gefunden worden, das alle aufgezählten Forderungen hinreichend gut erfüllen könnte. Im speziellen Fall werden jedoch einzelne Eigenschaften mehr oder weniger bedeutsam sein, so daß für verschiedene Anwendungsbereiche verschiedene Tuben- oder Manschettenmaterialien die optimale Lösung darstellen. (1, 3, 17, 22, 23, 27, 34, 46, 50 ... 60)

b) Die gebräuchlichen Materialien

Bisher wurden zur Herstellung von Trachealkanülen und Manschetten die folgenden Materialien verwendet:

1. Metall (Silber, Neusilber oder rostfreier Stahl)
2. natürlicher Gummi oder Latex

3. Silikon-Gummi (Silastik)
4. Polyvinylchlorid (PVC)
5. Polyolefine (Polyäthylen, Polypropylen)
6. Polyamid (nylon)
7. Polyurethan
8. Teflon
9. Kombinationen im Sinne innerer Versteifung oder Oberflächenbeschichtungen.

Diesen verschiedenen Grundsubstanzen werden aber noch zusätzlich bestimmte Stoffe beigemischt. Beispielsweise kann durch solche sogenannte Additive die Elastizität, das thermische Verhalten, die Oxidierbarkeit etc. des Materials verändert werden. Dazu kommen noch die verschiedenen Farbzusätze. All diese Zusatzstoffe geraten wie das Grundmaterial selbst in direkten Kontakt mit dem Gewebe und können so zu dessen Irritation und Allergisierung beitragen. Nicht zuletzt sei an die verschiedenen Klebstoffe erinnert, mit denen oft die Manschette am Tubus befestigt wird.

(22, 50)

ad 1: Metall als Kanülenmaterial hat den Vorteil großer Stabilität bei geringer Wandstärke, es ermöglicht also den größten Innendurchmesser der Kanüle. Es ist problemlos im Autoklaven zu sterilisieren. Neusilber wirkt nicht gewebstoxisch, ist chemisch indifferent und hemmt Bakterienwachstum. Der entscheidende Nachteil der Metalle ist

ihre Starrheit. Metallkanülen können sich nicht den Bewegungen der Trachea anpassen und stellen dadurch besonders bei unruhigen Patienten eine große Gefahrenquelle dar. Darüberhinaus wirkt ihre hohe Wärmeleitfähigkeit unangenehm. Metallkanülen werden noch verwendet kurz vor der Dekanülierung und - mit Innentubus - solange die Tracheostomiewunde noch frisch ist, um nicht zur Reinigung die ganze Kanüle wechseln zu müssen. (1, 3, 6, 7, 11, 12, 14, 15, 22, 23, 29, 33, 39, 41, 48, 56, 62)

ad 2: Natürlicher Gummi wird vielfach zur Herstellung von Manschetten verwendet. Als Material für Kanülen erfordert er große Wandstärken zur Erreichung der notwendigen Stabilität. Dadurch verkleinert sich zwangsläufig der größtmögliche Innendurchmesser. Gummi hat eine poröse Oberfläche, was zu erhöhter Reibung führt und Inkrustierungen und Bakterienansiedlung begünstigt. Als Naturstoff ist er schon bei seiner Gewinnung und Entstehung den verschiedensten Verunreinigungen ausgesetzt. Weiterhin wird er beim Vulkanisieren mit etlichen Zusätzen versehen, von denen vor allem die Acceleratoren im Material zurückbleiben. Beim synthetischen Gummi ist es besonders die große Zahl kurzer Ketten, die gewebstoxisch wirkt. All diese Verunreinigungen müssen

mit großer Sorgfalt aus dem Material entfernt werden.

(15, 20, 22, 27, 32, 38, 50, 55, 56, 61 ... 64)

ad 3: Silastik (Polysiloxan) zeigt bei sorgfältiger Herstellung kaum eine Gewebsirritation, wird selbst nicht vom Gewebe angegriffen und verändert sich auch über längere Zeit nicht. Es bleiben weder Gewebe noch Flüssigkeiten an ihm haften: es ist thermostabil und kann im Autoklaven sterilisiert werden. Silikon-Gummi kann je nach Länge der Kondensationsketten in verschiedener Zähigkeit hergestellt werden. Zusatzstoffe sind dabei kaum vonnöten. Größere Festigkeit des Materials bringt zwar geringere Wandstärken, aber auch geringere Anschmiegsamkeit mit sich.

(14, 15, 41, 50, 56, 57)

ad 4: PVC ist in reinem Zustand hart wie Metall. Jedoch können alle benötigten Elastizitätsgrade durch Beimengung von Additiven erhalten werden. Die sorgfältige Reinigung des Materials von diesen Zusatzstoffen, von gewebstoxischen kurzen Molekülketten und anderen Verunreinigungen spielt auch hier eine große Rolle. PVC ist thermoplastisch und kann daher nur kalt sterilisiert werden. Es verändert sich chemisch im Lauf der Zeit, wird von Mikroorganismen angegriffen und fördert geradezu deren Wachstum. Daher hat PVC das höchste Schadensrisiko, ist aber dennoch das am häufigsten gebrauchte Material für Kanülen und Manschetten. (5, 11, 14, 22, 32, 38, 39, 48, 50, 56, 62...66)

ad 5: Polyäthylene zeichnen sich durch eine gute Gewebsverträglichkeit aus; sie sind wasserabweisend und widerstandsfähig gegen Säuren und Basen. Härte, Zerreißfestigkeit, Wärmeempfindlichkeit und Undurchlässigkeit steigen mit ihrer Dichte. Erhöhte Flexibilität verlangt demnach geringere Dichte und dadurch wird das Material leichter durchlässig für Gase, vorallem flüchtige Narkosegase, eingeschlossene Verunreinigungen und Monomere, die dadurch leichter zum Gewebe vordringen können. Vorteilig wirkt jedoch ihre weiche und gleitfähige Oberfläche. (50)

Bei Verwendung von Polypropylen als Manschettenmaterial hat man festgestellt, daß seine Elastizität mit steigender Dehnung absinkt. Hat es sich an einer Stelle nur etwas mehr gedehnt als in der Umgebung, so gibt das Material hier leichter nach und es bildet sich eine Aussackung. (67)

ad 6: Teflon ist charakterisiert durch seine geringe Oberflächenenergie, d. h. geringe Reibung und geringe Adhäsionskräfte. Es ist chemisch schwer angreifbar, hitzebeständig und nicht toxisch. Wird es für Kanülen verwendet, bringt es wegen seiner Härte kaum Verbesserungen gegenüber Metall. Seine Eignung als Manschettenmaterial in Folienstärke wird wegen seiner Brüchigkeit unterschiedlich beurteilt. (50, 66, 67)

ad 7: Polyamide können in mannigfaltiger Weise zusammengesetzt sein und dadurch den verschiedensten chemischen und physikalischen Anforderungen angepaßt werden. Sie sind gegen viele chemische Stoffe resistent, werden aber leicht angegriffen von Mineralsäuren, die auch in Speisen enthalten sind. Sie sind ziemlich instabil und wärmeempfindlich und müssen deshalb mit Stabilisatoren versetzt werden. (14, 22, 41, 50, 55, 62)

ad 8: Polyurethan ist besonders weich und biegsam. Es verträgt feuchte Hitze bis 150⁰, zeigt chemisch und physikalisch gute Resistenz gegen Sauerstoff und die gebräuchlichsten Narkosegase. Die Volumenvergrößerung des Materials durch Absorption dieser Gase entspricht der von Gummi und Silastik. Die Untersuchungen auf Gewebstoxizität haben sämtlich keine Anhaltspunkte dafür gebracht. (32,50,68)

ad 9: Kombinationen haben den Vorzug, konträre Eigenschaften zweier Materialien zu vereinigen. So wird z. B. weiches und anschmiegsames Plastikmaterial, wie PVC oder Polyurethan, durch Einbetten von Stahl- oder Nylonspiralen so verstärkt, daß die Wandstärke der Kanüle erheblich verringert und damit ein wesentlich größerer Innendurchmesser erreicht werden kann. Auch macht man sich die hervorragende Oberflächeneigenschaften von Teflon und Silikon, wie äußerst geringe Reibung und Adhäsion, zunutze, um durch Oberflächenbeschichtung rauhe und poröse Materialien zu veredeln. (1, 3, 46, 47, 55, 68)

B. Überlegungen zur Theorie der Strömung in Trachealkanülen

Wie eingangs bereits dargelegt, wird unter anderem auch dann tracheotomiert, wenn dadurch eine Ateminsuffizienz behoben werden kann. Die entscheidenden Faktoren sind dabei die Verringerung des Atemwiderstandes und die Verkleinerung des Totraumes.

Eine unter dieser Indikationsstellung angelegte Trachealkanüle muß demnach einen kleineren Strömungswiderstand aufweisen, als die oberen Luftwege. Es wird sich zeigen, daß dann auch die vom Patienten aufzuwendende Atemarbeit niedriger ist. Daß der Totraum jeder Kanüle kleiner ist, als der der oberen Luftwege, darf als gegeben vorausgesetzt werden, vorausgesetzt es sind keine weiteren Geräte angeschlossen.

I. Bewegungsgleichung des strömenden Gases

Zur Vereinfachung der Rechnung sei zuerst der Tubus als gerades Rohr angenommen und die Strömung als laminar. Die Strömungsrichtung wechselt bei der Atmung periodisch mit Inspiration und Expiration. Demnach muß die Druckdifferenz pro Längeneinheit - der Druckgradient - eine periodische Funktion der Zeit sein. Der explizite Verlauf dieser Funktion hängt ab vom zeitlichen Ablauf der Muskelkontraktion und der Lungencompliance, beides Größen, die individuell stark variieren.

Die Zeitfunktion des Lungenvolumens hat - experimentell ermittelt - den Charakter einer Kippschwingung: einem fast linearen Anstieg folgt ein exponentieller Abfall, ähnlich dem Bild eines Entladungsvorganges über einen Widerstand (Abb. 3). Die dazugehörige Kurve des intrapulmonalen Druckes, bezogen auf den äußeren Atmosphärendruck Δp wurde ebenfalls experimentell gemessen. Ihre Form rechtfertigt es, sie in erster Näherung durch die Kreisfunktion - $\sin \omega t$ wiederzugeben. (69)

So kann man also ansetzen:

$$(1) \quad \frac{\Delta p}{\Delta l} = -p \cdot e^{i\omega t}; \quad \omega = 2\pi f$$

p ist der maximale Druckunterschied pro Längeneinheit,
 f die Atemfrequenz.

Wohlgermerkt stellt die Atmung im physikalischen Sinne keine harmonische Schwingung dar. Dafür wären zwei alternierende Formen der Energiespeicherung nötig. Tatsächlich besteht aber nur zu einem Zeitpunkt, nämlich bei der Inspiration, die Möglichkeit, einen Teil der Atmungsenergie reversibel zu speichern, und zwar durch elastische Verformung des Lungen- und Thoraxgewebes, sowie durch Vergrößerung der Alveolaroberfläche. (69, 70). Die restliche Energie des Atemzyklus geht durch innere Reibung und inelastische Verformung des Gewebes verloren. Während der Expiration kann keinerlei Energie gespeichert werden.

Zur Herleitung der Bewegungsgleichung der Gasteilchen im Tubus setzt man den geraden Tubus in ein Zylinderkoordinatensystem r, φ, z , und zwar derart, daß dessen z -Achse mit der Rohrachse zusammenfällt. Dann gilt für Druckgradient und Teilchengeschwindigkeit:

$$\text{grad } p = [0, 0, -\sin \omega t] ; \quad (2)$$

$$\vec{u} = [0, 0, u_z(r, t)] ;$$

und die Bewegungsgleichung erhält die einfache Form:

$$(3) \quad \varrho \frac{\partial \vec{u}}{\partial t} = - \frac{\partial p}{\partial z} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial u}{\partial r} \right);$$

Dabei sind ϱ die Dichte und μ die Zähigkeit des strömenden Gases. Randbedingung dieses Problems ist, daß die Geschwindigkeit u_z für $r = a$, dem Tubusradius, verschwindet.

Eine Lösung dieser Differentialgleichung (3) ist:

$$(4) \quad \vec{u} = \frac{p a^2}{\mu i \Omega} \left\{ 1 - \frac{I_0[(i \Omega)^{1/2} \frac{r}{a}]}{I_1[(i \Omega)^{1/2}]} \right\} e^{i \omega t} ;$$

I_0 und I_1 sind Besselfunktionen 1. und 2. Ordnung und $\Omega = \omega a^2 \varrho / \mu$ ist eine spezifische Frequenz. (71)

II. Stromstärke und Atemvolumen

Die Stromstärke als das pro Zeiteinheit durch den Rohrquerschnitt fließende Volumen $\dot{V}$ errechnet sich aus der über die Querschnittsfläche integrierten Geschwindigkeit:

$$(5) \quad \dot{V} = \oint \vec{u} \cdot d\vec{f} = \int_0^a \vec{u} \cdot 2\pi r \, dr = \frac{\pi p a^4}{\mu} F(\Omega, t);$$

wobei

$$F(\Omega, t) = \text{Real} \frac{1}{i\Omega} \left\{ 1 - \frac{2 I_1[(i\Omega)^{1/2}]}{(i\Omega)^{1/2} I_0[(i\Omega)^{1/2}]} \right\} e^{i\Omega t};$$

Integriert man $\dot{V}$ über einen halben Atemzyklus und multipliziert mit der Anzahl der Atemexkursionen pro Zeiteinheit, so erhält man das gesamte pro Zeiteinheit ein- oder ausgeatmete Volumen, das Atemzeitvolumen:

$$(6) \quad V = \frac{\omega}{2\pi} \frac{1}{\omega} \int_{-\pi/2+\phi}^{\pi/2+\phi} \dot{V} \, d(\omega t) = \frac{p a^4}{2\mu} \int_{-\pi/2+\phi}^{\pi/2+\phi} F(\Omega, t) \, d(\omega t).$$

Dabei ist der ϕ der Phasenwinkel zwischen Druckgradient und Stromstärke. Er hängt nur ab von der spezifischen Frequenz Ω .

Das begrenzte Integral über $F(\Omega, t)$ ergibt nun eine von der Zeit unabhängige Funktion $G(\Omega)$:

$$G(\Omega) = \frac{1}{2} \int_{-\pi/2 + \phi}^{\pi/2 + \phi} F(\Omega, t) d(\omega t) = \text{Real} \frac{e^{i\phi}}{i\Omega} \left\{ 1 - \frac{2 I_1[(i\Omega)^{1/2}]}{(i\Omega)^{1/2} I_0[(i\Omega)^{1/2}]} \right\}$$

Da der Verlauf der Funktion $\phi = \phi(\Omega)$ errechnet werden kann, läßt sich auch $G(\Omega)$ als Kurve darstellen:

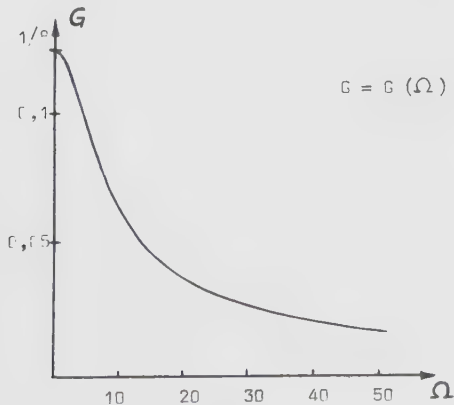


Abb. 3:

Damit erhält man für das Atemzeitvolumen V die Beziehung:

$$(7) \quad V = \frac{\rho a^4}{\mu} G(\Omega); \quad \text{mit } \Omega = \frac{\omega \rho a^2}{\mu} = \frac{2\pi f \rho a^2}{\mu} \quad .$$

Für trockene Luft unter Normaldruck bei einer Temperatur von 20°C hat der Quotient μ / ρ den Wert $\mu / \rho = 0,15 \text{ cm}^2/\text{s}$. (71)

Die Gleichung (7) enthält vier variable Größen, nämlich das Atemzeitvolumen V , die Amplitude des Druckgradienten P , die Atemfrequenz f und den Rohrradius a . Es ist nun vor allem interessant, wie sich V bei konstantem P bzw. P bei konstantem V in Abhängigkeit von a oder f verhalten.

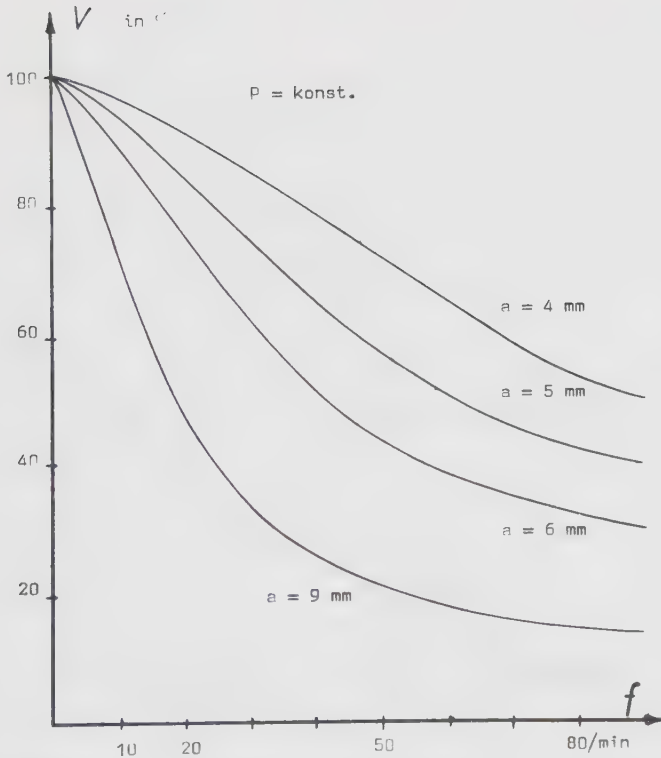


Abb. 4:

Mit steigender Atemfrequenz sinkt das Volumen, das pro Zeiteinheit durch den Rohrquerschnitt fließt, wenn die Druckamplitude konstant bleibt. Je größer der Rohrquerschnitt, desto stärker ist dieser Effekt.

100 % bei $f = 0/\text{min}$ für alle a .

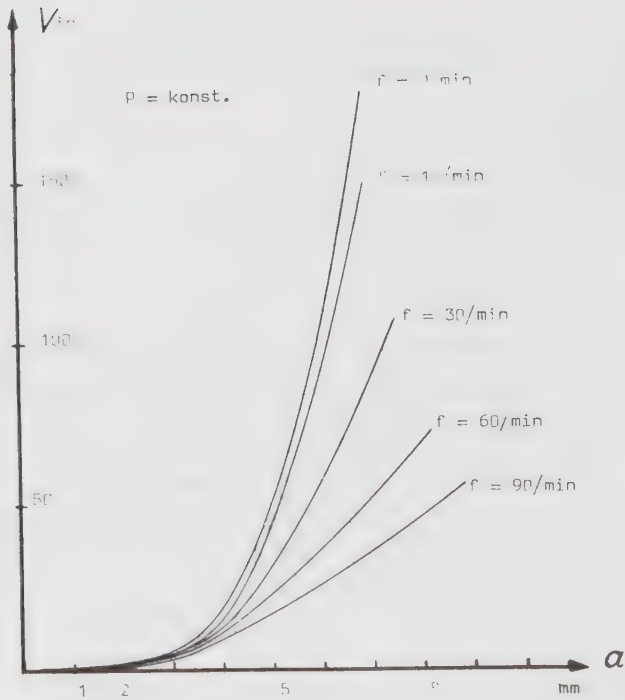


Abb. 5:

Mit steigendem Rohrradius wächst das Atemzeitvolumen, wenn p konstant bleibt. Mit steigender Frequenz wird der Anstieg flacher.

100 % bei $f = 0 \text{ /min}$
 $a = 6 \text{ mm}$

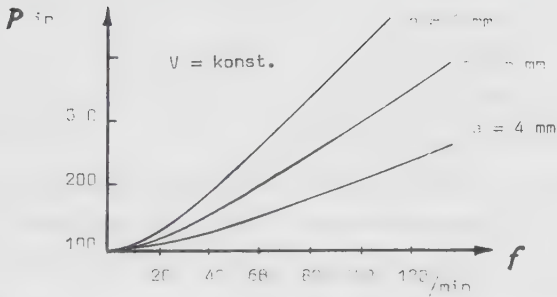


Abb. 6:

Bleibt das Atemzeitvolumen konstant, muß die Druckamplitude erhöht werden, wenn die Frequenz ansteigt, dies umso mehr, je größer a .

100 % bei $f = 0/\text{min}$, a bel.

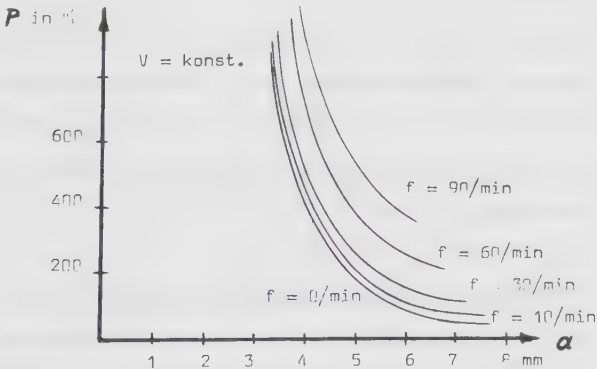


Abb. 7:

Bei fallendem Rohrradius steigt die Druckamplitude steil an, wenn V konstant bleibt.

100 % bei $f = 0/\text{min}$

$a = 6 \text{ mm}$

Es sind nun aber Druck und Volumen nicht unabhängig voneinander, sondern nach der Gleichung

$$(8) \quad \Delta p = C \cdot \Delta V$$

miteinander verknüpft. Dabei ist die Compliance C keine Konstante wie z. B. der Dehnungskoeffizient einer Spiralfeder, sondern abhängig von der bereits erfolgten Dehnung des Lungengewebes.

Zur Erhöhung des Atemminutenvolumens, einem wesentlichen Faktor in der Therapie der Ateminsuffizienz, stehen also folgende Möglichkeiten offen:

1. Erhöhung des intrapulmonalen Druckes, bzw. des Beatmungsdruckes . Dadurch vergrößert sich der Druckgradient im Tubus und direkt proportional dazu auch das Atemminutenvolumen. Dem sind jedoch Grenzen gesetzt durch die maximale Dehnbarkeit der Lunge und die Leistungsfähigkeit des Patienten bei Spontanatmung.
2. Verlangsamung der Atmung. Sie bringt allerdings nur einen Vorteil, solange das nach (7) bei einer Inspiration durch den Tubus fließende Volumen kleiner ist als das bei gleichem max. Druck nach (8) erreichbare maximale Atemzugvolumen. In anderen Worten, wenn der intrapulmonale Unterdruck nicht lange genug aufrecht erhalten wird oder werden kann, die

$V_{\max}$ entsprechende Luftmenge in die Lunge zu befördern, z. B. bei hohem Strömungswiderstand. Wird dagegen bei jeder Inspiration das der Druckamplitude P entsprechende Volumen P/C eingeatmet, dann sinkt das Atemminutenvolumen, wenn die Frequenz noch weiter verringert wird, da dann das Volumen einer einzelnen Inspiration nicht mehr erhöht werden kann. Es gibt somit bei konstanter Druckamplitude eine optimale Frequenz.

3. Vergrößerung des Kanüledurchmessers. Natürliche Grenze ist hierbei der Durchmesser der Trachea.

Bei diesen Überlegungen muß jedoch beachtet werden, daß dem Gasaustausch in den Alveolen nicht das ganze Volumen einer Inspiration zugute kommt, sondern ein um den Totraum verminderter Betrag. Der Totraumanteil des Atemminutenvolumens ist direkt proportional der Atemfrequenz. Darum muß man bestrebt sein, den Totraumanteil des während einer Atemexkursion eingeatmeten Volumens möglichst klein zu halten und nicht durch lange Schlauchverbindungen zur Kanüle unnötig zu vergrößern.

III. Der Strömungswiderstand der Kanüle

Der Strömungswiderstand ist definiert als Quotient aus Druckgradient und Stromstärke. Er ist eine zeitunabhängige Größe. Da aber Druckgradient und Stromstärke beide von der Zeit abhängen, empfiehlt es sich, einen geeigneten Mittelwert zu wählen. Ein solcher ist das Integral über einem halben Zyklus, und das ergibt nach (1), (6) und (7):

$$(9) \quad R = \frac{\frac{\omega}{2\pi} \frac{1}{\omega} \int_{-\pi/2}^{\pi/2} p e^{i\omega t} d(\omega t)}{\frac{\omega}{2\pi} \frac{1}{\omega} \int_{-\pi/2+\phi}^{\pi/2+\phi} \dot{v} d(\omega t)} = \frac{\mu}{\pi a^4} G(\Omega)^{-1}$$

Für $\Omega = 0$ ist dies die bekannte Hagen-Poiseuille'sche Gleichung;

$$R = \frac{8 \mu}{\pi a^4}$$

bezogen auf die Längeneinheit. (71)

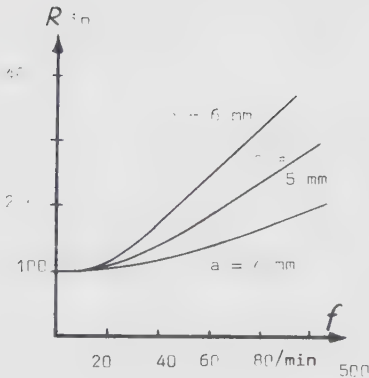


Abb. 8:

Der Widerstand steigt beträchtlich mit wachsender Frequenz. Bei größerem Rohrradius ist dieser Effekt relativ größer.

100 % bei $f = 0/\text{min}$ für alle a .

- 1 : $f = 0 \text{ min}$
- 2 : $f = 30 \text{ min}$
- 3 : $f = 50 \text{ min}$
- 4 : $f = 80 \text{ min}$

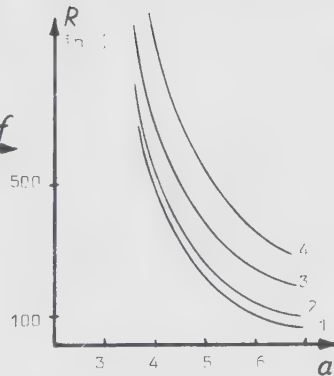


Abb. 9:

Der Widerstand ist umgekehrt proportional der 4. Potenz des Rohrradius.

100 % bei $f = 0/\text{min}$
 $a = 6 \text{ mm}$

Überdies nimmt der Strömungswiderstand noch mit der Länge des Rohres zu. Dies erscheint zwar nicht explizit in der Formel (9), ergibt sich aber daraus, daß alle bisherigen Berechnungen auf die Längeneinheit normiert waren.

Bei der direkten Messung des Strömungswiderstandes einer Trachealkanüle ermittelt man die Druckdifferenz, die zum Erreichen eines bestimmten Minutenvolumens nötig ist (72, 73). Der Quotient beider Meßgrößen gibt dann den Widerstand an. Solche Messungen liefern die tatsächlichen Werte für den Strömungswiderstand der einzelnen Kanülen ohne irgendeine Vereinfachung und Idealisierung. Auf diese Weise ist ein brauchbarer Vergleich der Kanülen untereinander möglich.

IV. Atemenergie

Die Gesamtenergie eines Atemzyklus setzt sich aus folgenden Anteilen zusammen:

1. Die potentielle Energie, die während der Inspiration gespeichert wird durch elastische Dehnung des Lungengewebes, elastische Verformung der Thoraxwand und durch die Vergrößerung der Alveolaroberfläche. Diese potentielle Energie wird während der Expiration irreversibel umgewandelt in kinetische Energie

der Gasteilchen und in thermische Energie infolge der inneren und äußeren Reibung der Strömung in den gesamten Atemwegen.

2. Die thermische Energie, die während der Inspiration durch unelastische Verformung des Lungen- und Thoraxgewebes und durch innere wie äußere Reibung der Luftströmung verloren geht.

3. Die Energie der Muskelkontraktion während der Expiration, die aufgebracht werden muß, wenn die potentielle Energie am Ende der Inspiration nicht ausreicht, die eingeatmete Luft wieder aus der Lunge hinauszubefördern.

Bei der Atmung durch eine Trachealkanüle verändert sich im Vergleich zur Atmung durch die oberen Luftwege nur der Energieverbrauch, der durch innere und äußere Reibung bei Inspiration und Expiration verursacht wird.

Um die Energie zu errechnen, die nötig ist, die laminare Luftströmung im Tubus aufrecht zu erhalten, geht man von der Bewegungsgleichung (3) aus, multipliziert den Impuls der einzelnen Teilchen mit ihrer Geschwindigkeit und integriert über den Rohrquerschnitt. Das ergibt die Strömungsenergie aller pro Zeiteinheit durch den Rohrquerschnitt gelangten Teilchen:

$$(10) \quad \dot{W} = \int_0^a - \frac{\partial p}{\partial z} \bar{u} \cdot 2\pi r \, dr =$$

$$= \frac{\partial}{\partial t} \int_0^a \frac{1}{2} \rho u^2 \cdot 2\pi r \, dr + \int_0^a \mu \left(\frac{\partial u}{\partial r} \right)^2 2\pi r \, dr$$

Der erste Term der rechten Seite entspricht der kinetischen Energie der Strömung, er verschwindet bei der Integration über einen vollen Zyklus. Der zweite Term gibt die Reibungsenergie der Strömung an. Die Integration der linken Seite führt somit nur auf den Energieanteil, der durch Reibung in Wärme übergeführt wird:

$$(11) \quad W = \frac{1}{\omega} \frac{\omega}{2\pi} \int_0^{T/2} \int_0^a - \frac{dp}{dz} u \cdot 2\pi r \, dr \, dt =$$

$$= \frac{\pi p^2 a^4}{2\mu} H(\Omega) \quad \text{mit } H(\Omega) \xrightarrow{\Omega \rightarrow 0} \frac{1}{8} \quad (76)$$

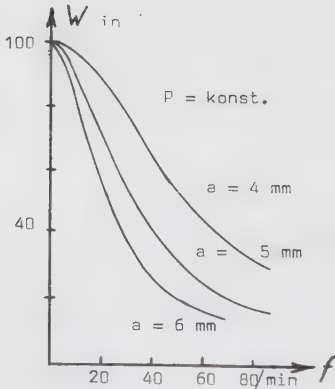


Abb. 10:
Bei konst. Druck fällt die Energie
mit zunehmender Frequenz,

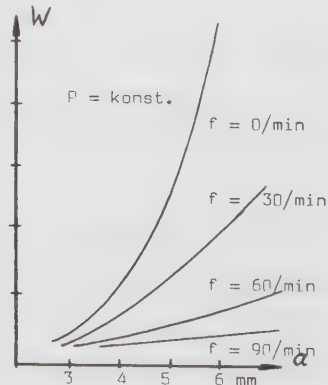


Abb. 11:
und steigt mit zunehmendem
Radius.

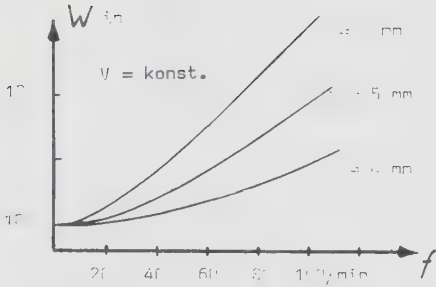


Abb. 12:

Bleibt V konstant,
wächst die Energie
mit steigender
Frequenz.

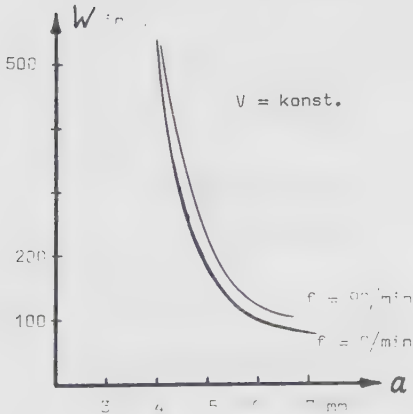


Abb. 13:

Bei konstantem Volumen
pro Zeiteinheit fällt
die Energie mit $\frac{1}{a^4}$,
wenn a ansteigt. Der
Einfluß der Frequenz
ist hier kaum ausge-
prägt.

Der Kurvenverlauf in Abb. 10 erklärt sich aus dem Absinken der Strömungsgeschwindigkeit bei steigender Frequenz, wenn die Druckamplitude konstant bleibt. Ist jedoch das Volumen pro Zeiteinheit konstant, muß die Teilchengeschwindigkeit erhöht werden und daraus folgt bei steigender Frequenz ein Ansteigen des Energieverlustes. Daß in Abb. 11 die Energie mit wachsendem Rohrradius ansteigt, ist die Folge der Volumsvergrößerung pro Zeiteinheit. In Abb. 13 bleibt dieses Volumen

fest, dann resultiert ein steiler Anstieg der Energie mit fallendem Rohrradius. Anzumerken ist auch hier wieder, daß der Energieverlust durch Reibung linear mit der Rohrlänge zunimmt.

Der Energieverlust bei der Atmung durch die oberen Luftwege läßt sich nur experimentell ermitteln, für eine theoretische Berechnung sind hier die Strömungsverhältnisse zu kompliziert. Dabei wird folgendermaßen vorgegangen:

Man mißt die Gesamtenergie eines Atemzyklus und errechnet nach der Formel

$$(11) \quad W_{el} = \frac{\text{const. } V_i^2}{C}$$

V_i : Inspirationsvolumen
 C : Gesamtcompliance

den elastischen Anteil der Gesamtenergie. Die Subtraktion beider Ergebnisse liefert die inelastische Energie eines Atemzyklus. Da der inelastische Energieverlust der tiefen Atemwege oder deren versuchstechnischen Äquivalentes bei den verschiedenen Kanülen immer gleich bleibt, lassen die erhaltenen Werte einen Vergleich der in den verschiedenen Kanülen auftretenden Energieverluste zu.

Bei der Messung der Gesamtenergie stellte sich heraus, daß bei einem inneren Durchmesser der Kanüle von etwa 7,5 bis 9,3 mm der Energieverbrauch gleich dem der Mundatmung war. (74)

Wird der Durchmesser auf 10 mm vergrößert, beträgt die Atemarbeit nur noch die Hälfte des Wertes bei 7,5 mm. (75)

Der inelastische Energieverlust ist bei einem Kanüledurchmesser von ca. 6,3 bis 7,2 mm doppelt so groß wie bei Mundatmung. Dennoch darf nicht angenommen werden, daß die Erhöhung bzw. Erniedrigung der Gesamtenergie allein von der Änderung des inelastischen Anteils verursacht würde. Auch die aufzuwendende elastische Energie erhöht sich bei einer Verkleinerung des Tubusdurchmessers, denn zur Konstanthaltung des Atemminutenvolumens muß der intrapulmonale Druck erhöht werden, was gleichbedeutend ist mit einer Erhöhung der potentiellen, d. h. elastischen Energie. (74)

V. Turbulenzen

Eine starke Erhöhung der Strömungsenergie tritt dann auf, wenn die Reynold'sche Zahl überschritten wird. In diesem Falle entstehen Turbulenzen in der bisher laminaren Strömung. Solche Wirbel verbrauchen Energie und gleichzeitig wird der effektive Rohrquerschnitt kleiner, da am Ort der Wirbel kein Gastransport mehr stattfindet oder doch erheblich verzögert ist.

Die bisherigen Betrachtungen wurden angestellt für ein gerades, zylindrisches Rohr. In diesem Falle kann man noch bis hin zu relativ hohen Strömungsgeschwindigkeiten eine laminare Strömung

mit schmaler Randzone erwarten. Wird das Rohr, wie es beim Trachealtubus der Fall ist, an einer Stelle umgebogen, so muß das Atemgas eine zusätzliche Zentripetalbeschleunigung erhalten, die umso größer wird, je kleiner der Krümmungsradius ist.

Geht man davon aus, daß das Geschwindigkeitsprofil vor und nach der Biegung gleich sein soll, müssen die Gasteilchen auf der Außenseite der Biegung stärker beschleunigt werden als auf der Innenseite. Dann verschiebt sich aber das Maximum des Geschwindigkeitsprofils nach außen. Daraus resultieren größere Geschwindigkeitsgradienten und nach Bernoulli auch größere Druckgradienten in radialer Richtung. Dadurch treten Kräfte auf, die die Gasteilchen aus ihrer laminaren Strömungsrichtung ablenken. Haben diese Kräfte einen bestimmten Wert erreicht, ist der Zusammenhalt der laminaren Strömung - ähnlich der Zerreißfestigkeit von Flüssigkeiten oder festen Stoffen - nicht mehr möglich und die Strömung wird turbulent. Anders ausgedrückt: bei hohen Querkraften ist die laminare Strömung ein zu energiereicher Zustand, um stabil sein zu können. Den Grenzwert für das Instabilwerden gibt die Reynold'sche Zahl an. (76,77)

Weiterhin ist zu bedenken, wie sich bereits vorhandene Wirbel auf die Strömungsform auswirken. Messungen haben ergeben, daß Wirbel, die an exponierten Stellen im Luftstrom entstanden sind, sich

als sogenannte Wirbelfäden auch in solche Bereiche der Strömung hinein fortsetzen, die nach ihrer Reynold'schen Zahl eine laminare Strömung erwarten lassen. (76)

Haben sich im Tubus Verkrustungen festgesetzt, dann ist ihr Einfluß auf den Energieverlust demnach wesentlich größer, als theoretisch zu erwarten ist.

Denselben Einfluß haben die äußere und innere Öffnung der Kanüle. Aus diesem Grunde wäre bei beiden die Trichterform strömungsenergetisch am günstigsten, jedoch läßt sich eine solche allenfalls bei der äußeren Öffnung verwirklichen. (72)

Am inneren Tubusende scheidet diese Möglichkeit wegen der Verletzungsgefahr aus. Das schräg abgeschnittene Rohr bringt jedoch einen gewissen Ersatz.

C. Manschetten

I. Funktion

Die Manschette eines Trachealtubus ist im allgemeinen Sinne eine Vorrichtung, mit deren Hilfe im Raum zwischen Tubus und Trachealwand ein vollkommener Verschuß der tiefen Atemwege gegen die oberen herbeigeführt werden kann. Dies ist im wesentlichen aus folgenden Gründen wünschenswert:

1. um Aspiration zu verhindern,
2. um bei Druckbeatmung den zur Belüftung der Alveolen notwendigen Überdruck in den tiefen Atemwegen aufbauen zu können und
3. um eine gewisse Fixierung und Zentrierung des Tubus in der Trachea zu erreichen.

Es ist für die therapeutische Anwendung der Tracheotomie überaus wichtig, daß der Abdichtmechanismus der Manschette einwandfrei und mit genügender Sicherheit funktioniert. Andererseits entstehen gerade am Ort der Manschette ein Großteil der Spätkomplikationen einer Tracheotomiebehandlung. (24, 58, 61, 63, 78, 79, 80)

Dieses Risiko wohl abzuwägen gegen die augenblicklichen Vorteile, die ein kompromissloses Vorgehen für den Zustand des Patienten mit sich bringt, ist daher unerläßlich. So geht es also bei der Konstruktion der optimalen Manschette, wie auch bei ihrer Anwendung im speziellen Falle, vorallem darum, den luftdichten Verschuß

der Trachea sicher zu gewährleisten und gleichzeitig die Grenzen der Belastbarkeit der Trachealschleimhaut peinlich genau zu beachten.

Um einen sicheren Verschluss zu erreichen, muß die Manschette auf die Trachea und den Tubus Druck ausüben. Dieser muß mindestens gleich oder größer sein als der höchste Druck in einem der zu trennenden Räume.

1. Oberhalb der Manschette ist der Druck stets gleich dem hydrostatischen Druck des angesammelten Sekrets. Er beträgt je nach Lage des Patienten bis zu 15 cm H₂O.
2. Im unteren Teil der Trachea entsteht bei Spontanatmung während der Inspiration ein Unterdruck und während der Expiration ein Überdruck. Beide sind abhängig vom Strömungswiderstand des Tubus, von der Gesamtcompliance und von der aufgewendeten Atemenergie.
3. Bei IPPV (intermittend positive pressure ventilation) wird der Druck auch während der Inspiration positiv, entsprechend der Höhe des Beatmungsdruckes und der Compliance. Er beträgt ca. 20 cm H₂O.
4. Bei Wechseldruckbeatmung wird der Druck im unteren Teil der Trachea während der Expiration negativ, je nach negativem Beatmungsdruck und Compliance (ca. 20 ... 5 cm H₂O).
(19,20, 40, 62, 67, 81, 82)

Für die Vermeidung einer Läsion der Trachealschleimhaut sind dagegen folgende Punkte maßgebend:

1. Das Material der Manschette muß nach den in Abschnitt A III angegebenen Kriterien optimal gewählt werden.
2. Durch sorgfältige Pflege ist die Gefahr einer groben Verletzung und von Infektionen auszuschalten.
3. Es darf so wenig Reibung wie möglich zwischen Manschette und Trachea auftreten.
4. Der von der Manschette auf die Mucosa ausgeübte Druck darf den Blutdruck in den Kapillaren nicht übersteigen. Der Druck in den Schleimhautkapillaren ist natürlich abhängig von Alter, Vorerkrankung und gegenwärtigem Zustand des Patienten. Er wird mit ca. 15 ... 45 cm H₂O angegeben. (79, 80, 81, 83, 84) wird dieser Wert überschritten, folgt Stase, Hypoxie und letztlich Nekrose des von den betroffenen Gefäßen versorgten Gewebes. (17, 43, 85, 86) Es können sich Thromben bilden, die bei Verschleppung den Schaden noch ausweiten.

Vergleicht man die oben angegebenen Werte für den Mindestdruck, der zur Aufrechterhaltung der Funktion der Manschette notwendig ist, mit dem in Punkt 4 genannten Maximaldruck auf die Trachea, so wird sofort deutlich, welcher enger Spielraum hier besteht.

II. Manschettenform

Abgesehen von einigen abweichenden Konstruktionen (15, 42, 87, 88), stellt die Manschette einen den Tubus walzenförmig umschließenden Ballon dar, der von außen aufgeblasen werden kann. Die verschiedenen Typen unterscheiden sich dabei im Residualvolumen, das bestimmt wird durch Länge und Umfang bei ungedehnter Manschettenwand, sowie in den physikalischen Eigenschaften des Wandmaterials. Dazu kommen noch Variationsmöglichkeiten in der Befestigung der Manschette am Tubus.

1. Länge der Manschette

Während man früher verhältnismäßig kurze, kugelförmige Manschetten verwendete, gelangen in den letzten Jahren zunehmend lange, zylinderförmige Ausführungen in Anwendung. Kurze Manschetten können nur einen kleinen Schleimhautbezirk schädigen (17, 20) und die Gefahr des Verlegens der Tubusöffnung oder des Eindringens in das Tracheostoma ist gering (59). Lange Manschetten besitzen eine große Auflagefläche, sie ermöglichen dadurch eine bessere und vorallem achsenparallele Zentrierung des Tubus in der Trachea, wogegen die schmale Kontaktfläche kurzer Manschetten eher wie ein Drehpunkt wirkt. (65, 67, 89)

Lange Manschetten geben auch durch die größere Auflagefläche über mehrere Knorpelspangen hinweg mit größerer Sicherheit eine leckfreie Abdichtung.

Als besonderer Vorteil der großen Kontaktfläche wird oft eine dadurch erreichte Druckverminderung angeführt. (48, 65)

Diese Schlußfolgerung ist jedoch nicht richtig. Der Druck auf die Trachealwand hängt nur vom Gasdruck in der Manschette und von der Elastizität der Manschettenwand ab. Er ist nicht umgekehrt proportional der Fläche, sondern, weil es sich um eine pro Flächeneinheit konstante Kraft handelt, unabhängig von der Fläche. Der Aufprall der Gasteilchen in der Manschette, deren Anzahl nur von der Gasdichte abhängt und daher im Mittel pro Flächeneinheit konstant ist, auf die Manschettenwand erzeugt eine bestimmte Kraft pro Flächeneinheit. Ein wiederum pro Flächeneinheit konstanter Anteil dieser Kraft führt zur Speicherung von elastischer Energie im Wandmaterial, der Rest wirkt auf die Trachea. Somit hat auch die Kraft auf die Trachealwand pro Flächeneinheit einen festen, von der Größe der Gesamtfläche unabhängigen Wert.

Interessant ist es zu wissen, wie sich die Länge der Manschette auf die Druckänderung zwischen Manschette und Trachea auswirkt, wenn sich der Durchmesser der Trachea r während einer Atemexkursion geringfügig ändert, denn damit ändert sich auch das Manschettenvolumen, wenn der Druck auf die Trachea ungleich Null ist. Es gilt nach Boyle-Mariotte:

$$(12) \quad \frac{\Delta p}{p} = \frac{\Delta V}{V} = \frac{2 r_r \Delta r}{r(r^2 - a^2)}$$

p : Manschetteninnendruck
 V : Manschettenvolumen
 a : äußerer Tubusradius
 r : Radius der Trachea.

Die Änderung des Manschetteninnendruckes und damit auch des Druckes auf die Trachea ist unabhängig von der Länge.

2. Durchmesser der Manschette

Bei den üblicherweise verwendeten Manschetten von endlicher Elastizität ist der Durchmesser bei ungedehnter Manschettenwand etwa gleich dem äußeren Tubusdurchmesser. Dies hat den Vorteil, daß die Manschette beim Einführen und Entfernen des Tubus durch das Tracheostoma am wenigsten stört. Dann aber muß die Manschettenwand um die ganze Differenz zwischen Tubusumfang und dem Umfang der Trachea elastisch gedehnt werden. Wie sich dies auf den Manschetteninnendruck und letztlich auf den Druck auf die Trachealwand auswirkt, hängt dann allerdings vom elastischen Verhalten des Manschettenmaterials ab.

Die relative Druckänderung bei einer Änderung von r um Δr wird ebenfalls durch Formel (12) angegeben. Im Zusammenhang mit dem Manschettendurchmesser ist jetzt aber die Abhängigkeit vom äußeren Tubusradius interessant. Da ergibt sich, daß Δp umso kleiner wird, je kleiner der Tubusradius ist; die Sicherheit gegen Überbelastung und Undichtigkeit steigt also, wenn a verkleinert wird. Dennoch ist es wegen des höheren Strömungswiderstandes ungünstig, zu diesem Zweck den äußeren Tubusradius zu verkleinern. Da nach Formel (12) die Druckänderung auch proportional dem Manschetteninnendruck p ist, besteht die Möglichkeit, durch

Erniedrigung des Manschetteninnendruckes bei MOV (minimum occluding volume) die Druckänderung ebenfalls zu vermindern.

3. Befestigung der Manschette

Im einfachsten Fall wird die Manschette lediglich auf den Tubus aufgesteckt. Durch eine solch lose Verbindung Übertragen sich zwar die Bewegungen des Tubus nur abgeschwächt auf Manschette und Trachea, und dies hat geringe Reibung zur Folge, aber es besteht die große Gefahr, daß die Manschette verrutscht und die Tubusöffnung verlegt (59, 61, 62).

Sicherer ist es, wenn die Manschette mit Hilfe eines geeigneten Klebstoffes am Tubus befestigt wird. Dabei muß allerdings die Gewebeverträglichkeit dieses Klebstoffes bedacht werden (58, 66, 67,78). Eine weitere Verbesserung wird erreicht, wenn die Manschette samt Zuleitung niveaugleich in die Kanülenwand eingebettet ist. (46, 47,62)

Es ist vorgeschlagen worden, die Manschette nicht ringförmig um den Tubus anzubringen, sondern schräg herumzulegen. Dadurch soll die Entwicklung einer ringförmigen Stenose vermieden werden (90). Bei einer derartig geformten Manschette wirkt jedoch ständig ein Drehmoment auf den Tubus, und zwar so, daß dieser aus der Trachealachse herausgekippt wird. Wenn jedoch durch mehrfaches Abknicken der Manschette die Kontaktfläche symmetrisch zur Trachealachse bleibt, verschwindet das obengenannte Drehmoment.

Zu bedenken ist dabei, daß die Blutversorgung in der Trachea segmental erfolgt und durch eine schräge Auflagefläche ein größerer Schleimhautbezirk von der Sauerstoffversorgung abgeschnitten werden kann. Zwar gibt es in einer gut durchbluteten Mucosa genügend Anastomosen in Längsrichtung, fraglich ist aber, ob diese beim älteren Patienten oder bei vermindertem Blutdruck zur Versorgung dieser Bezirke ausreichen. (43, 85, 86)

Eine feste Verbindung von Manschette und Tubus bringt allerdings auch Nachteile. So wird sich jede Relativbewegung zwischen Tubus und Trachea nur an der Grenzfläche zwischen Manschette und Trachealwand auswirken. Die dabei auftretende Reibung kann durch eine besonders gleitfähige Oberfläche des Manschettenmaterials vermindert werden.

Es gibt jedoch auch Versuche, zwischen Manschette und Tubus eine Gleitschicht anzubringen oder die Manschette unter Zwischenschaltung einer Membran am Tubus zu befestigen. Auf diese Weise kann sich der Tubus in der Manschette eine kurze Strecke frei bewegen. (91)

III. Methoden der Blähung

Im allgemeinen wird die Manschette nach Einführen des Trachealtubus soweit aufgebläht, bis keine Luft mehr durch den Larynx entweicht. Auf diese Weise hat man keinerlei Kontrolle über die Druckbelastung, der die Trachealschleimhaut für mehr oder weniger lange Zeit ausgesetzt ist. Zu großer Druck auf die Trachea kann aber schwerwiegende Komplikationen verursachen. Aus diesem Grunde zielen alle Bemühungen um eine Verhütung manschettenbedingter Trachealwandschäden darauf ab, den Druck auf die Trachea unter Kontrolle zu bekommen. Solange dies noch nicht möglich ist, bemüht man sich, entweder zeitweise die Trachealwand zu entlasten, oder durch Begrenzung des Manschetteneinnendruckes nach oben hin auch den Wanddruck in Grenzen zu halten.

1. Entblähen der Manschette in gewissen Zeitabständen

a. kurzzeitige Deflation nach längerer kontinuierlicher Blähung:

Um der Sauerstoffversorgung des Gewebes wenigstens zeitweise ungehinderten Zugang zu verschaffen, wird die Manschette in bestimmten Zeitabständen, von etwa 2 h bis zu 1 d, für einige Minuten entbläht. Dabei ist unbedingt erforderlich, die oberen Atemwege vorher sorgfältig abzusaugen. Nachteil dieses Verfahrens ist die große Wahrscheinlichkeit einer Lageveränderung der Manschette, die zur Vergrößerung der

geschädigten Fläche führt, und von Aspiration und Infektion.

Viele Autoren bestreiten daher den Nutzen dieser Methode.

(29, 38, 40, 42, 92, 93, 94, 95)

b. Die Doppelblockermanschette

Um Aspiration und Infektion zu vermeiden, ist auch die Möglichkeit erprobt worden, Trachealtuben mit zwei Manschetten auszustatten, die alternierend gebläht werden. Zwar wird auf diese Weise der luftdichte Verschluss zu keiner Zeit aufgehoben, doch treten auch hier verstärkt Aspiration und Infektion auf, da der Raum zwischen den beiden Manschetten wie eine Schleuse wirkt.

Obendrein wird die gefährdete Schleimhautfläche doppelt so groß.

(17, 33, 39, 61, 67, 94, 96)

c. Deflation bei jeder Expiration

In den bisher beschriebenen Verfahren wurde die Manschette unabhängig vom Beatmungsdruck durch ein mehr oder weniger willkürlich gewähltes Luftvolumen gebläht. Es besteht aber auch die Möglichkeit, die Manschette in das Beatmungssystem mit einzubeziehen, entweder direkt vom Tubus aus über seitliche Öffnungen - dadurch kommt es jedoch zu einer Bakterienbesiedelung des Manschetteninnenraumes -, oder durch Anschluß der Zuleitung der Manschette an den Respirator. So herrscht während des ganzen

Atemzyklus in der Manschette derselbe Druck wie in den tiefen Atemwegen. Der Druck auf die Trachealwand ist dann aber stets kleiner oder gleich dem Beatmungsdruck. Allerdings ist nun ein sicherer Verschuß vorallem in der Expirationsphase nicht mehr gewährleistet. Man kann jedoch das Absinken des Manschettendruckes unter einen bestimmten Wert verhindern, indem in die Zuleitung zwischen Beatmungsgerät und Manschette ein geeignetes Ventil geschaltet wird. Eine weitere Möglichkeit ist es, die Manschette durch einen zweiten Respirator intermittierend mit etwas höherem Druck als dem Beatmungsdruck zu blähen und diesen zweiten Respirator durch den ersten zu triggern.

(39, 65, 67, 78, 84, 88, 94,97)

2. Kontrolle des Manschetteninnendruckes

a. Flüssigkeitsgefüllte Manschetten

Man bläht die Manschette nicht mit Luft,sondern mit einer Flüssigkeit. Deren hydrostatischer Druck kann auf einfache Weise eingestellt und abgelesen werden durch die Steighöhe der Flüssigkeit im Zuleitungsrohr der Manschette. (80)

b. Druckbegrenzung nach oben durch ein Ventil

Die Manschette wird dabei über ein geeignetes Ventil, das in

einer zweiten Zuleitung angebracht ist, mit einem externen Kontrollballon verbunden. Das Ventil öffnet, sobald ein bestimmter Manschetteninnendruck erreicht ist und der Kontrollballon wird aufgeblasen. Man kann auch in die Zuführungsleitung direkt ein Ventil einbauen, das bei Erreichen eines Maximaldruckes schließt und bei Unterschreiten eines Minimaldruckes die Zuleitung wieder öffnet. (65, 67, 89)

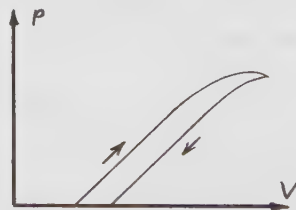
c. Schaumstoffgefüllte Manschetten

Zuletzt sei noch auf die Methode hingewiesen, eine leicht dehbare Manschette mit Schaumstoff zu füllen. Unter normalem Luftdruck entfaltet sich dieser und dehnt dadurch die Manschette bis zu einem bestimmten Durchmesser. Das Entdehnen geschieht durch Evakuieren der Manschette. Hierbei ist das Ausmaß der Blähung nicht mehr in das Ermessen der Pflegepersonen gestellt, sondern durch die Abmessungen der Schaumstofffüllung von vornherein festgelegt. Man ist also gezwungen, den Durchmesser der Trachea vor Einlegen der Kanüle sehr genau abzuschätzen, um für den erforderlichen Anpressdruck die richtige Abmessung der Schaumstofffüllung zu wählen. Man hat aber dafür den Vorteil, daß keine übermäßige Druckbelastung mehr auftreten kann. (15, 87)

IV. Dehnungscharakteristik des Manschettenmaterials

Solange die Manschette noch nicht an der Trachealwand anliegt, folgt ihre Ausdehnung über das Residualvolumen hinaus einer Druck-Volumen-Charakteristik, die nur von den elastischen Eigenschaften des Materials und der Kompressibilität des Füllgases, entsprechend dessen Dampfdruckkurve, bestimmt wird. Der Dehnungskoeffizient, das ist hier der Quotient aus Druckänderung und Volumenänderung – definitionsgemäß die Compliance –, ist keine feste Größe wie z. B. bei der Dehnung einer Schraubenfeder, sondern hängt ab von der bereits erfolgten Dehnung. Bei kleiner Vordehnung wird die potentielle Energie noch völlig reversibel gespeichert, d. h. die Dehnung erfolgt elastisch, ihre Charakteristik ist eine Gerade. Bei stärkerer Dehnung wird ein wachsender Teil der Energie dazu verwendet, das Wandmaterial plastisch zu verformen. Dieser Teil geht irreversibel verloren und steht dadurch nicht mehr zur Druckerhöhung zur Verfügung. Die Druck-Volumen-Kurve biegt also in die Horizontale u. Durch plastische Verformung kann sich das Materialgefüge derart verändern, daß der Druck bei Volumszunahme sogar wieder absinkt. (98)

Abb. 14:
Druck-Volumen-Charakteristik
eines beliebigen Manschetten-
materials.



Läßt man den Ballon wieder erschlaffen, so wird dieselbe Kurve nicht wieder rückwärts durchlaufen, vielmehr zeigt das Material entsprechend einer Hysteresekurve eine neue Charakteristik, die bei Atmosphärendruck ein mehr oder weniger größeres Residualvolumen zuläßt.

Anders, wenn die Ausdehnung des Ballons durch die Trachea eingeschränkt wird. Sobald die Manschette an einer Stelle die Trachealwand berührt, ändert sich die Zusammensetzung und damit die Compliance des Materials, das das Manschettenvolumen umschließt. An der Kontaktfläche addieren sich die Elastizitäten von Manschettenwand und Trachea; an den Stellen, an denen noch keine Berührung erfolgte, gibt es je nach Materialeigenschaft zwei Möglichkeiten: entweder dehnt sich bei einer Zunahme des Innendruckes die Manschette leichter als die Trachea, oder die Trachea leichter als die Manschette. Im ersten Fall paßt sich die Manschette der unregelmäßigen inneren Oberfläche der Trachea an, im zweiten Fall wird die Trachea durch die Manschette verformt, die ihren kreisförmigen Querschnitt behält.

Im Hinblick auf die Schonung der Trachea ist natürlich die erste Möglichkeit wesentlich günstiger. Hierfür muß jedoch das Manschettenmaterial eine besonders große Dehnbarkeit, d. h. niedrige Elastizität aufweisen, während die üblicherweise verwendeten Kunststoffe und Gummiarten eine zu hohe Elastizität besitzen und so erhebliche Verformungen der Trachea verursachen.
(20, 58, 62, 63, 67, 78, 82, 83, 98, 99, 105)

Um dennoch eine leicht dehbare Manschette zu erhalten, macht man sich die Möglichkeit zunutze, die elastischen Eigenschaften polymerer Kunststoffe durch plastische Verformung zu verändern. Diese plastische Verformung, d. h. der Umbau der Materialstruktur geschieht umso leichter, je lockerer der Molekülverband im Stoff ist. Man bläht also die Manschette unter sterilen Bedingungen im heißen Wasserbad bis zu einem Volumen auf, das etwa dem MOV (minimum occluding volume) entspricht, und läßt sie dann in geblähtem Zustand erkalten. Auf diese Weise wird die Manschettenwand bis zu dem vorgedehnten Volumen sehr leicht dehnbar, bei größerem Volumen behält sie die frühere Elastizität. Der Wert dieser Methode hängt ab von der Genauigkeit, mit der das richtige Vordehnungsvolumen abgeschätzt werden kann. Ist es zu klein, wird die Manschette schon vor Erreichen von MOV wieder voll elastisch, ist es zu groß, kann die Manschettenwand bei MOV in Falten der Trachea anliegen und dadurch einen luftdichten Verschluss verhindern. Überdies bringt die gesonderte Vordehnung jeder einzelnen Manschette Probleme bezüglich der Sterilität mit sich.

(60, 63, 92, 100, 101)

V. Bestimmung des Druckes der Manschette auf die Trachealwand

1. Theoretische Näherung

Vom ersten Erreichen der Trachealwand an, nimmt der Druck in der Manschette mit steigendem Volumen – wohlgemerkt das extern unter Atmosphärendruck gemessene – in stärkerem Maße zu, als nach dem Druck-Volumen-Diagramm der frei dehnbaren Manschette zu erwarten wäre. Dieser zusätzliche Druck wird teils durch senkrecht, teils durch tangential in Form von Reibung auf die Manschettenoberfläche wirkenden Kräfte direkt von der Trachea erzeugt. Der Wanddruck P_a zwischen Manschette und Trachea entspricht demnach dem Betrag des zusätzlichen Innendruckes, abzüglich des durch Reibungskräfte verursachten Anteils. (27, 82, 100, 102)

Die exakte Berechnung des Wanddruckes P_a in Abhängigkeit vom Manschetteninnendruck P_i ist überaus kompliziert, da die elastischen Eigenschaften der Trachea starken individuellen und rein zufälligen Schwankungen unterliegen, d. h. vom Ort der Manschette abhängen und zudem nicht in allen Richtungen dieselben, also tensorieller Natur sind. Man beschränkt sich also darauf, den Innendruck bei MOV zu messen und aus dem geometrisch bestimmten Volumen der Manschette, sowie aus deren Elastizität den Druck auf die Trachea zu berechnen, der entsteht, wenn zu MOV noch 1 ml Luft eingeblasen wird.

Dieser Druck wird mit P_s (slope pressure) bezeichnet. Man erhält die Beziehung:

$$(13) \quad P_s = \frac{P_{MOV}}{2} \sqrt{k^2 + \frac{\text{const} (k-1)}{P_{MOV} V_{MOV}}} - k$$

k ist eine Elastizitätsgröße des Manschettens-
materials. (65, 89)

Auf die gleiche Weise kann man weitere Formeln erhalten, die dann für ein beliebiges, zusätzlich zu V_{MOV} eingeblasenes Volumen den entsprechenden Wanddruck angeben.

Am Wert von P_s läßt sich abschätzen, in welchem Maße der Wanddruck auf die Trachea ansteigt, wenn die Manschette nach Erreichen von MOV weiter gebläht wird.

P_s stellt also den Differenzenquotienten der Kurve

$P_a = P_a(V_i)$ dar, im Bereich zwischen $V_i = V_{MOV}$ und $V_i = V_{MOV} + 1 \text{ ml}$.

Dieser wiederum ist eine Näherung an den Differentialquotienten dieser Kurve, der zwar aufschlußreicher wäre, wie die Funktion selbst aber explizit nicht zu errechnen ist.

Gleichung (13) ist natürlich eine ziemlich grobe Näherung, die die physikalischen Zusammenhänge recht vereinfacht. Dennoch ermöglicht sie es, das Druckverhalten der einzelnen Manschettentypen wenigstens größenordnungsmäßig abzuschätzen. Es müßte jeder Manschette ein $P_{MOV} - P_s$ -Diagramm beigegeben werden. Mit Hilfe einer Kontrolle des Manschetteneinnendruckes bei MOV könnte man dann

den Wert von P_s für den speziellen Fall ermitteln. Zumindest bei langzeit-tracheotomierten Patienten dürfte diese Mühe trotz der Ungenauigkeit gerechtfertigt sein.

2. Experimentelle Bestimmung

Weit praktischer als jede rechnerische Annäherung wäre es, wenn man den Druck zwischen Manschette und Trachea direkt in situ messen könnte. Eine Möglichkeit hierfür wäre, in die Berührungsfläche zwischen Manschette und Trachea in irgendeiner Weise einen Druckmesser einzubauen. Dabei ist allerdings zu bedenken, daß die Trachea nicht an jeder Stelle gleich nachgiebig ist und daher örtliche Druckunterschiede auftreten.

Der Druck in einem abgeschlossenen Meßvolumen ist konstant, solange die Manschette noch nicht der Trachea anliegt. Sobald der erste Kontakt in dem vom Meßvolumen erfaßten Bereich der Manschettenoberfläche erfolgt ist, steigt der Druck im Meßvolumen genau um den Betrag des Druckes auf die Trachea, und zwar gemittelt über die ganze Berührungsfläche. Man braucht dann diese Druckerhöhung nur noch an einem geeigneten Druckmeßgerät abzulesen. (99)

Eine andere Lösung ist es, zwischen Trachea und Manschette den weichen und leicht kompressiblen Entlüftungsschlauch eines externen Ballons zu legen. Bläst man diesen Ballon auf und bestimmt denjenigen Innendruck, bei dem die Lichtung des

Entlüftungsschlauches aufgestoßen wird, daß Luft entweicht, erhält man den Druck zwischen Manschette und Trachealwand. (81) Beide Methoden können bisher aber nur im Experiment angewendet werden und sind praktisch in situ noch nicht durchführbar.

3. Gleichsetzen von Innendruck und Wanddruck

Besonders einfach wäre eine Kontrolle des Wanddruckes, wenn auf irgendeine Weise der Manschettennendruck diesem gleichgesetzt werden könnte. Bei den gewöhnlich verwendeten Materialien mit endlicher Elastizität ist dies nicht möglich. Bei bestimmten Materialeigenschaften ist es jedoch zu erreichen, daß der Manschettendruck gleich wird dem Wanddruck und dieser dann auf einem Druckmeßgerät direkt abgelesen werden kann.

- a. Ein Material mit extrem niedriger Elastizität kann keine potentielle Energie speichern und ist deshalb nicht in der Lage, eine Druckdifferenz zwischen innen und außen aufrechtzuerhalten. Allerdings wäre dann auch kein höherer Druck möglich als der niedrigste Druck an irgendeiner Grenzfläche der Manschette, denn dort würde sofort ein Druckausgleich durch Dehnung erfolgen. Es könnte die Trachea nicht sicher abgedichtet werden und es bestünde die Gefahr einer Aneurysmabildung.

b. Besitzt die Manschette ein Residualvolumen, das größer ist als MOV, spielt die Elastizität überhaupt keine Rolle. Beim ersten Kontakt mit der Trachealwand liegt die Manschette noch in Falten wie ein schlaffer Sack, dann erfolgt noch eine geringe Volumszunahme unter Atmosphärendruck bis die Manschette auf dem ganzen Umfang anliegt, und erst jetzt steigt der Innendruck durch Kompression des Füllgases. Da es dem Manschettenmaterial möglich ist, ohne elastische Energiespeicherung und nur durch Verstreichen der Falten seine Oberfläche zu vergrößern, entspricht die Zunahme des Druckes genau dem Wanddruck auf die Trachea. (58, 62, 66, 78, 84, 99)

Eine solche Manschettenkonstruktion erfordert selbstverständlich ein besonders reibungsfreies und anschmiegsames Material, da das Verstreichen der Falten Reibung verursacht und die verbleibenden Falten kein Leck entstehen lassen dürfen. Weiterhin ist zu bedenken, daß der Anstieg des Wanddruckes sehr rasch erfolgt, da die Trachea nur wenig dehnbar ist, ein Nachteil, der allerdings durch die Möglichkeit der direkten Druckmessung gemildert wird. Auch macht die durch die Faltenbildung geringere Sicherheit des luftdichten Verschlusses eine größere Auflagefläche der Manschette notwendig. (82)

c. Die Synthese der beiden genannten Möglichkeiten wäre ein Material mit hoher Elastizität in Längsrichtung der Manschette und mit extrem niedriger Elastizität in zikulärer Richtung. Die Manschette könnte dann etwa die in Abb. 15 gezeigte Form aufweisen.

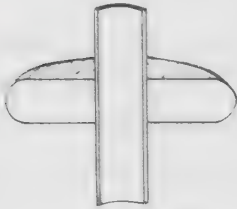
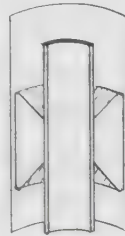


Abb. 15: Form der Manschette
bei freier Entfal-
tung und V_R .



Deren Form bei MOV

Die Manschette nimmt bei MOV die Form mit dem größten Volumen an, das bei konstantem Umfang der Längsschnittfläche möglich ist. Eine Volumsvergrößerung erfolgt hier nur durch Zunahme des Umfanges der Querschnittsfläche und diese Dehnung ist per definitionem mit keiner Energiespeicherung in der Manschettenwand verbunden. Daher ist auch hier wieder Innendruck gleich Wanddruck. Die hohe Elastizität in Längsrichtung verhindert jede Aneurysmabildung. Gleichzeitig kann sich infolge der hohen Dehnbarkeit des Materials in zirkulärer Richtung die Manschette leicht den Unebenheiten des Trachealrohres anpassen.

Die Schwierigkeiten liegen hier vorallem in der Realisierung der geforderten Materialeigenschaften. Jedoch dürfte es nicht unmöglich sein, etwa durch geeignete Vernetzung der Molekülketten bei der Polymerisation eines Kunststoffes, oder durch plastische Verformung in streng einer Richtung, eine Folie herzustellen, die in zwei senkrecht zueinander stehenden Richtungen die geforderten extremen elastischen Eigenschaften zeigt.

Zusammenfassung

Das Anlegen einer Trachealkanüle mittels Tracheotomie ist oft die letzte und einzige Möglichkeit, die elementare Lebensfunktion Atmung in Gang zu halten. Dem steht jedoch eine Reihe von nicht unerheblichen Risiken gegenüber, die dadurch entstehen, daß der Tubus in dem empfindlichen Gewebe der Trachealschleimhaut direkt Läsionen setzt oder Drucknekrosen verursacht. Dies kann im weiteren dann zu Ulcerationen und Stenosen führen, Zuständen also, die nun ihrerseits lebensbedrohlich werden können. Durch sinnvolle Gestaltung der Trachealkanüle nach physiologischen und physikalischen Gesichtspunkten bemüht man sich nun, diese Risiken so weit wie möglich auszuschalten.

Zu allererst ist es wichtig, die Form der Kanüle der Anatomie und Topographie der Luftröhre anzupassen. Sich daraus ergebende Nachteile in der postoperativen Pflege müssen durch geeignete Wahl des Materials ausgeglichen werden. Überdies lassen sich eine Reihe von Bedingungen aufführen, die das Material, aus dem ein Tubus samt Manschette gefertigt ist, erfüllen muß: Kein bisher gebräuchliches Material erfüllt alle Bedingungen, daher wird man je nach Anwendungsgebiet das am ehesten geeignete Material verwenden.

Ein weiterer wichtiger Gesichtspunkt ist die physikalische Funktion der Kanüle. Sie soll einen Luftstrom leiten. Für die theoretische

Behandlung dieses physikalischen Problems betrachte ich vereinfachend den Tubus als nicht gekrümmt und die Strömung als laminar. Die Bewegungsgleichung des Gasstromes löse ich in Analogie zu einer Lösung für konstanten Rohrradius. Daraus ergibt sich das Atemvolumen pro Zeiteinheit in Abhängigkeit vom maximalen Druckunterschied pro Längeneinheit, der Atemfrequenz und dem variablen Rohrquerschnitt als Parameter. Strömungswiderstand und Strömungsenergie ergeben sich durch einfache Integration als Funktionen derselben Variablen. Ein zu kleiner Innenradius des Tubus hat einen hohen Strömungswiderstand zur Folge - ein schon von der gleichförmigen Strömung bekannter Zusammenhang -, d. h., zur Erreichung eines ausreichenden Atemminutenvolumens ist ein hoher Druck notwendig, zu dessen Aufbau der Patient bei Spontanatmung schon nicht mehr in der Lage sein kann. Weiterhin benötigt der Aufbau eines höheren intrapulmonalen Druckes längere Zeit; die Atemfrequenz ist also auf einem niedrigeren Wert festgelegt und der Patient hat geringeren Spielraum, das Atemminutenvolumen durch Frequenzsteigerung zu erhöhen. Auch die Strömungsenergie des in wechselnder Richtung strömenden Gases steigt mit kleiner werdendem Rohrradius stark an. Aufschlußreicher sind hier allerdings experimentelle Messungen der Strömungsenergie verschiedener Kanülen im Vergleich zur Mundatmung. Zu diesen vereinfachten theoretischen Überlegungen muß noch berücksichtigt werden, wie sich Wirbelbildungen im Rohr vermeiden lassen, da solche zu einer eklatanten Erhöhung des Energieverlustes führen.

Oft ist es notwendig, den Raum zwischen Trachealwand und Tubus abzudichten, etwa bei Anwendung von Überdruckbeatmung oder um Aspiration zu verhüten. Diesem Zweck dient die sogenannte Manschette der Trachealkanüle, ein aufblasbarer Ballon rund um den Tubus. Die Auflagefläche der Manschette auf der Trachealschleimhaut ist eine der Prädilektionsstellen für Spätschäden. Es kommt also darauf an, die vollständige Abdichtung trotz Einhaltung der physiologischen Bedingungen zu erreichen. Diese sind geringstmöglicher Wanddruck und Vermeidung jeglicher Reibung. Man hat auf verschiedenste Weise versucht, den Druck auf die Wand der Trachea zu verringern. Die Größe der Manschette hat keinen Einfluß auf den Wanddruck, allenfalls kann durch eine Verlängerung der Manschette der Tubus besser stabilisiert und Reibung vermieden werden. Wechselnder Manschetteninnendruck - in welcher Weise auch immer - ermöglicht zwar zeitweise eine bessere Durchblutung der Auflagefläche, hat aber größere Reibung und Verschiebung des Tubus zur Folge. Am aussichtsreichsten erscheint es, die Dehnungscharakteristik des Manschettenmaterial zu ermitteln und dadurch vom Innendruck auf den Wanddruck schließen zu können. Dies findet seine Grenze in der bei jeder Dehnung auftretenden Hysterese des Materials. Die Versuche, den Wanddruck direkt zu messen, sind noch nicht bis zur Anwendbarkeit gediehen. Bei einem Manschettenmaterial mit äußerst geringer Elastizität und bei einer Manschette mit großem Residualvolumen ist der Innendruck gleich dem Wanddruck. Hier kann man den Wanddruck genau kontrollieren, allerdings folgt aus geringer Elastizität leichte Aneurismabildung und bei großem

Residualvolumen legt sich die Manschette in Falten an.

Daher schlage ich vor, ein Material zu verwenden, das in der Längsrichtung der Manschette nicht dehnbar ist, also hohe Elastizität besitzt und in zirkulärer Richtung von niedriger Elastizität ist. Auf diese Weise werden die genannten Nachteile vermieden.

L I T E R A T U R

- 1 E. Rügheimer: "Die Tracheotomie" aus R. Frey et al:
"Lehrbuch der Anaesthesie und Wiederbelebung",
Springer-Verlag, Berlin, (1971)
- 2 E. Rügheimer: "Neue Gesichtspunkte zur Tracheotomie"
Z. prakt. Anaesth. Wiederbeleb. 1 (1966) : 277
- 3 E. Rügheimer: "Die Tracheotomie, eine nützliche aber
gefährliche Methode", chir. prax. (1964), 8 : 227
- 4 E. Rügheimer: "Tracheotomie - Indikationen, Technik,
Kanülenprobleme", aus Just, Stöckel: "Die Ateminsuffizienz
und ihre klinische Behandlung", Thieme Verlag Stgt (1967)
- 5 J. Cl. Otteni et al: "Indikationen und Komplikationen bei
Tracheotomie und Dauerintubation", Der Anaesthesist (1969)
18, 9 : 291
- 6 B. Eiseman et al: "Elektive Tracheostomy",
J.A.M.A. (1963), V 184, 9 : 684
- 7 H. Hamelmann: "Gebrauch und Mißbrauch der Tracheotomie I",
Chirurg (1964), 5 : 118

- 8 R. Beer et al: "Gebrauch und Mißbrauch der Tracheotomie II"
Chirurg 5 (1964) : 123
- 9 A. Huzly: "Klinik und Therapie der Trachealtumoren",
chir. Praxis (1968), 12 : 21, Marseille Verlag, München
- 10 J. B. Howard et al: "Influenza A₂virus as a Cause of Croup
Requiring Tracheotomie", The Journal of Pediatrics,
(1972), V 81, 6, : 1148
- 11 E. Huhti et al: "Tracheostomy and Artificial Ventilation
in the Treatment of Acute Exacerbations of Chron. Resp.
Disease" Annals of Clin. Res. (1973), 5 : 32
- 12 G. Busch, S. J. Loenneken: "Die Tracheotomie im Rahmen der
modernen Wiederbelebungsverfahren", Z. prakt. Anaesth. (1967),
2 : 257
- 13 Ch. Lehmann, B. Landauer: "Tracheotomie bei Polytraumatisierten",
Cah. d'Anaesth., (1971), tome 19 : 335
- 14 G. H. Conner: "Tracheostomy", Am. J. Nursing (1972), : 68,
New York

- 15 J. A. Moylan et al: "Tracheostomy in Thermally Injured Patients", The American Surgeon (1972), V 38, 3 : 119
- 16 Hugh R. S. Harley: "Laryngotracheal Obstruction Complicating Tracheostomy or Endotracheal Intubation with Assisted Respiration" Thorax (1971), 26 : 493
- 17 H. Stoeckel, D. Beduhn: "Spätkomplikationen nach Tracheotomie", Langenbecks Arch. klin. Chir. (1968) 323 : 18
- 18 W. Florange et al: "Morphologie de la Nécrose tracheale après Tracheotomie", Anaest. Analg. Réanim. (1965) 22 : 693
- 19 M. Goldberg, F. G. Pearson: "Pathogenesis of Tracheal Stenosis", Thorax (1972), 27, : 678
- 20 J. D. Cooper, H. C. Grillo: "Prevention of Injury due to Cuffed Tracheal Tubes", Surg. Gynaec. Obst. (1969) : 1235
- 21 A. S. Macmillan et al: "Radiological Evaluation of Post-tracheostomy Lesions", Thorax (1971) 26 : 696
- 22 H. D. Westgate, K. L. Roux: "Tracheal Stenosis", Anaesth. & Analges. (1970), 49, 3 : 393

- 23 H. Hache et al: "Spätstenosen nach Tracheotomie",
Der Anaesth. (1969), Bd 18, 11 : 373
- 24 H. S. Harley: "Ulcerative Tracheo-esophageal Fistula
after Tracheostomy and JPPV",
Thorax (1972), V 27 : 338
- 25 J. B. Flege: "Tracheo-esophageal Fistula", Annals of
Surgery (1967), V 166, 1 : 153
- 26 D. S. Mulder et al: Tracheopleural Fistula",
Journ. of Thor. Cardiovasc. Surg. (1973), V 63, 3 : 416
- 27 W. Silen, D. Spieker: "Fatal Hemorrhage after Tracheostomy",
Annals of Surgery (1965), V 162, 6 : 1005
- 28 Ch. O. Brantigan: "Hemorrhage Following Tracheostomy",
Journal of Trauma (1973), V 13, : 235
- 29 K. Bihler, K. Hutschenreuter: "Tödliche Arrosionsblutungen
nach Tracheostomie", Prakt. Anaesth. & Wiederbel. (1966) : 313
- 30 E. Rügheimer: "Die Komplikationen der Tracheotomie, ihre
Verhütung und deren Behandlung", Anaesth. u. Wiederbel. (1966)
17, : 93

- 31 L. Pemberton: "Comprehensive View of Tracheotomie",
The American Surgeon (1972), May, : 251

- 32 M. J. Andrews, F. G. Pearson: "Incidence and Pathogenesis
of Tracheal Injury", Annals of Surgery (1971), V 173, 2 : 249

- 33 G. Paloschi et al: "Observations upon Elective and
Emergency Tracheostomy", Surg. Gynaecol. and Obstet.,
Febr. 1965

- 34 D. Krause, C. Lüdemann: "Trachealwandschäden nach
maschineller Dauerbeatmung", Z. prakt. Anaesth. 7 (1972) : 217

- 35 M. J. Andrews: "Tracheal Injury Following Tracheostomy",
Brit. J. Surg. (1971), V 58,1+ : 749

- 36 B. Geffin et al: "Stenosis Following Tracheostomy for
Respiratory Care", J. A. M. A. (1971), V 216,12 : 1984

- 37 A. N. Thomas: "Tracheo-esophageal Fistula Caused by Cuffed
Tracheal Tubes", J. Thor. Cardiovasc. Surg. (1973),
V 65,4 : 612

- 38 J. B. Johnston et al: "Tracheal Stenosis Following Tracheo-
stomy", J. Thor. Cardiovasc. Surg. (1967), V 53,2 : 206

- 39 H. C. Grillo: "Tracheal Stenosis after Assisted Respiration",
J. Thor. Cardiovasc. Surg. (1969), 57,1 : 52
- 40 M. Hedden et al: "Tracheo-esophageal Fistulas Following
Prolonged Artificial Ventilation via Cuffed Tracheostomy
Tubes", Anesthesiology (1969), 31,3 : 281
- 41 R. A. Lawrence et al: "Pediatric Tracheotomy", South. Med.
Journ. (1971) 64,9 : 1049
- 42 D. R. Miller, G. Sethi: "Tracheal Stenosis Following Prolonged
Cuffed Intubation", Annals of Surgery (1970) 171,2 : 283
- 43 E. Pernkopf: "Topographische Anatomie, Bd III",
Verlag Urban & Schwarzenberg, Wien (1952)
- 44 W. G. Glover: "Nasotracheal Intubation and Tracheostomy",
Acta Scandinav. (1970), Supplem. 37, : 62
- 45 D. Browne: "A Guide to Tracheal Tubes", Anesthesia (1969)
24, 4 : 620
- 46 E. Rügheimer: "Technische Neuerungen: Eine neue voll-
flexible Trachealkanüle (Tracheoflex)", Z. prakt. Anaesth.
Wiederbel. (1968) 2 : 189

- 47 Tagungsbericht: "Normierung von Tuben und Kathetern",
Der Anaesthesist (1968) 17,10 : 333
- 48 G. Droh et al: Verletzungen der Trachealschleimhaut durch
Trachealkanülen", Der Anaesthesist (1969) 18,6 : 191
- 49 W. J. Loeb: " Experiences with a Modified Cuffed Tracheotomy
Tube", Ann. Otol. (1971) 80 : 549
- 50 J. B. Stetson et al: "Tissue Damage by Polymers and
Elastomers", Anesthesiology (1970) 33,6 : 635
- 51 L. Rendell-Baker et al: "Ethylene Oxide Sterilisation",
Anasth. & Analges. (1970) 49,6 : 919
- 52 J. M. Mantz et al: "Stenoses trachéales et stérilisation
des canules de trachéotomie", Sem. Hôp. Paris (1973)
48,51 : 3367
- 53 C. H. Boyd: "A Fire in the Mouth", Anesthesia (1969)
24,3 : 441
- 54 D. D. Cohen: "Hazards of Armoured Endotracheal Tubes",
Anesth. & Analges. (1972) 51,6 : 856

- 55 J. Jacobson: "Hazards of Endotracheal Tubes",
Anesth. & Analges. (1969) 48,1 : 37
- 56 J. J. White et al: "An Improved Tracheostomy",
Medical Times (1973) 101 : 120
- 57 J. A. Haller et al: "Evaluation of a New Silastic
Tracheostomy Tube", Annals of Surgery (1970)
171,6 : 915
- 58 H. C. Grillo et al: "Low Pressure Cuff for Tracheostomy
Tubes", J. Thor. Cardiovasc. Surg. (1971) 62,6 : 898
- 59 Gy. Kócsik, G. Tódor: "Cuff-Aneurysma bei Trachealkanülen",
Der Anaesthesist (1968) 17,7 : 235
- 60 G. Kreienbühl: "Tracheal-Stenose nach Langzeitintubation
mit Plastiktubus mit vorgedehntem Cuff",
Der Anaesthesist (1973) 22 : 243
- 61 J. F. Arens et al: "Volume-limited Intermittant Cuff
Inflation", J. Thor. Cardiovasc. Surg. (1969) 58,6 : 837
- 62 R. Carrol et al: "Intratracheal Cuffs: Performance
Characteristics", Anesthesiology (1969) 31,3 : 275

- 63 B. Geffin, H. Pontoppidan: "Reduction of Tracheal Damage",
Anesthesiology (1969) 31,5 : 462
- 64 B. R. Eustache et al: "Clinical Appraisal of PVC Tubes",
Anesthesia (1969) 24,3 : 366
- 65 G. J. Magovern et al: "Controlled-pressure Intratracheal
Cuff", J. Thor. Cardiovasc. Surg. (1972) 64,5 : 747
- 66 N. Lomholt: "A New Tracheostomy Tube I", Acta anaesth.
Scandinav. (1967) 11 : 311
- 67 N. Lomholt: "A New Tracheostomy Tube II", Acta anaesth.
Scandinav. (1971) Suppl. 44
- 68 J. W. Boratos et al: "Polyurethan Endotracheal Tube",
Anesth. & Analges. (1972) 51,2 : 292
- 69 H. Bartels: "Die Atemmechanik" aus Keidel: "Physiologie",
Thieme-Verlag, Stuttgart, S 47
- 70 J. Piiper et al: "Lungenvolumina und Atemmechanik" aus
Gauer et al: "Physiologie des Menschen", Bd 6: "Atmung"
S 10 ff, Urban & Schwarzenberg (1972)

- 71 Ch. Chow, Y. Lai: "Alternating Flow in Trachea",
Respiration Physiology (1972) 16 : 22, Amsterdam
- 72 K. Haake, W. Wehle: "Strömungswiderstandsmessungen
an Trachealkanülen", Z. Laryng. Rhinol. 10, 68
- 73 P. Cave, G. Fletcher: "Resistance of Nasotracheal
Tubes Used in Infants", Anesthesiology (1968)
29,3 : 588
- 74 A. A. Garzon, B. Seltzer et al: "Influence of Tracheostomy
Canula Size on Work of Breathing",
Annals of Surgery (1965), 162,2 : 315
- 75 G. Atlan et al: "Influence des canules de trachéotomie
ou d'intubation sur le travail ventilatoire",
Sem. Hôp. Paris (1972) 48,45 : 2979
- 76 A. B. Baker: "Analogues of Respiratory Mechanics",
Internat. Anesthesiol. Clinics (1971) 9 : 39
- 77 D. E. Olson et al: "Some Aspects of the Physics of
Flow in the Central Airways", Bull. Physio-path. (1972),
8 : 391
- 78 J. Lauria et al: "A Minimally Traumatic Intermittantly
Inflated Cuff", Anesthesiology (1969) 31,6 : 578

- 79 W. M. Shelly et al: "Cuffed Tubes as a Cause of Tracheal Stenosis" J. Thor. Cardiovasc. Surg. (1969) 57 : 623
- 80 G. Wolff et al: "Eine neue Methode der Cuffblähung", Anaesthesist (1973) 22 : 317
- 81 G. T. G. Knowlson et al: "The Pressure Exerted on Trachea by Inflatable Cuffs", Brit. J. Anesth. (1970) 42 : 834
- 82 H. Schleusing: "Druckbelastung der Trachealwand", Der Anaesth. (1967) 16,4 : 105
- 83 H. Hackl, G. König: "Experim. Untersuchungen über die Widerstandsfähigkeit der Trachea", Der Anaesth. (1959) 8,5 : 134
- 84 R. H. Brandt, M. Schleusing: "Endotrachealtuben mit intermittierender Blockung", Zbl. Chir. (1973) 98 : 1216
- 85 T. Miura, H. C. Grillo: "Inferior Thyroid Artery in Tracheal Blood Supply", Surg. Gynaec. & Obst. (1966) Juli : 99
- 86 F. G. Pearson et al: "Tracheal Stenosis", Annals Thor. Surg. (1971) 12,4 : 359

- 87 J. M. Kamen et al: "A New Low-pressure Cuff",
Anesthesiology (1971) 34,5 : 482
- 88 J. Abouav, T. N. Finley: "Self-inflating Parachute Cuff",
American J. Surg. (1973) 125 : 657
- 89 G. E. McGinnis et al: "Analysis of Intratracheal Tube Cuffs",
Anesth. Analges. (1971) 50,4 : 557
- 90 M. Hinshaw et al: "A New Concept in Tracheostomy
Balloon Cuffs", Surgical Forum (1971) 22 : 194
- 91 O. Kleinsasser: "Endotrachealkatheter mit beweglichen Ab-
dichtmanschetten", Der Anaesthesist (1969) : 382
- 92 H. A. White: "Care with a Cuffed Tube", Americ. J. Nurs.
(1972) 72,1 : 75
- 93 J. A. Jenicek et al: "Continuous Cuff Inflation",
Anesth. Analges. (1973) 52,2 : 252
- 94 D. F. Ryan et al: "Intermittant Tracheal Cuff Inflation",
Resp. Care (1972) 17,2 : 165

- 95 D. G. Walker: "Complications of Tracheostomy",
J. Oral Surg. (1973) 31 : 480
- 96 C. R. Hatcher et al: "Prolonged Endotracheal Intubation",
Surg. Gynaec. Obst. (1968) 127 : 759
- 97 R. R. Kirby et al: "Intermittant Cuff Inflation",
Anesthesiology (1970) 32,4 : 364
- 98 M. Lüder: "Druckbelastung der Trachea bei Benutzung von
Manschettentuben I", Der Anaesthesist (1961) 10,9 : 279
- 99 C. Lüdemann, U. Witte: "Druckmessung bei Beatmungskanülen
mit Blockermanschette", Z. prakt. Anaesth. (1972) 7 : 212
- 100 P. Zeitelberger et al: "Verwendung von Trachealkanülen mit
vorgedehnten Abdichtmanschetten", Der Anaesth. (1970)
19,5 : 188
- 101 L. R. Martinez et al: "Extensive Tracheal Necrosis
Associated with a Prestretched Tracheal Tube Cuff",
Anesthesiology (1971) 34,5 : 488
- 102 L. Barth: "Manschetten-Innendruck und Druckbelastung der
Trachea", Der Anaesth. (1959) 8,12 : 358

Mein besonderer Dank gilt Herrn
Professor Dr. med. E. Rügheimer
für die Überlassung des Themas
und die Übernahme des Referates.

LEBENS LAUF

Am 19. September 1944 wurde ich als Tochter des Architekten Wilhelm N a g l e r und seiner Ehefrau Mina, geb. Brehm, in Nürnberg geboren.

Meine schulische Ausbildung begann im September 1950 mit dem Eintritt in die Volksschule und endete im Juli 1963 mit dem Abitur am mathematisch-naturwissenschaftlich orientierten Sigena-Gymnasium in Nürnberg.

Daraufhin begann ich ein Studium der Physik an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen. Dem medizinischen Studium wandte ich mich im Wintersemester 1967/68 zu.

Im Dezember 1971 habe ich geheiratet.

Die Fertigstellung meiner physikalischen Diplomarbeit sowie die Geburt meines ersten Kindes machten es notwendig, meine klinischen Studien für insgesamt zwei Jahre zu unterbrechen, so daß ich mich erst im Wintersemester 1974/75 dem medizinischen Staatsexamen unterziehen konnte. Da im Juli 1974 mein zweites Kind zur Welt kam, kann ich gegenwärtig meine medizinische Ausbildung nicht fortsetzen, sondern erst im September 1976 als Medizinalassistentin tätig werden.

Copy-Center 2000

852 ERLANGEN · Obere Karlstr. 30
Tel. 09131-26197